Aus der Abteilung
Allgemeine Geburtshilfe und Frauenheilkunde II
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. K. Hammacher
der Frauenklinik der Universität Tübingen

Anwendung von Korrelationsverfahren zur Ermittlung der fetalen Herzfrequenz

Klinische Prüfung

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
SABINE WIZEMANN
aus Balingen

1984

Aus der Abteilung
Allgemeine Geburtshilfe und Frauenheilkunde II
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. K. Hammacher
der Frauenklinik der Universität Tübingen

Anwendung von Korrelationsverfahren zur Ermittlung der fetalen Herzfrequenz

Klinische Prüfung

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
SABINE WIZEMANN
aus Balingen

1984

Dekan:	Professor Dr. H. D. Waller
1. Berichterstatter:	Professor Dr. K. Hammacher
2. Berichterstatter:	Professor Dr. V. M. Roemer

---

gedruckt bei H.- J. Köhler · Reprografischer Betrieb · Tübingen

Meinen Eltern gewidmet

Ich danke Herrn Professor Dr. K. Hammacher für die freundliche Überlassung des Themas und die wohlwollende Förderung meiner Arbeit.

Herrn Dr. K. Bühler danke ich für die ständige Unterstützung bei der Ausführung der Arbeit.

Für die hilfreiche Beratung bei der statistischen Auswertung der Daten danke ich Herrn Dr. Mau (Institut für medizinische Biometrie und Statistik der Universität Tübingen).

Mein besonderer Dank gilt Herrn Georg Schlegel für die Erstellung der zur Auswertung der Daten notwendigen Computerprogramme.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546518_0013

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG. . . . . S. 1

2. GRUNDLAGEN. . . . . S. 3

2.1. Grundlagen der Kardiotokographie. . . . . S. 3

2.1.1. Indirekte Verfahren der fetalen Herzfrequenzgewinnung. . . . . S. 5
2.1.1.1. Phonokardiographie. . . . . S. 5
2.1.1.2. Ultraschallkardiographie. . . . . S. 5
2.1.1.3. Abdominale Elektrokardiographie. . . . . S. 6
2.1.1.3.1. Entstehung und Ableitung der elektrischen Potentiale des fetalen Herzens. . . . . S. 6
2.1.1.3.2. Gewinnung der fetalen Herzfrequenzkurve. . S. 8
2.1.2. Direkte Elektrokardiographie. S.10

2.2. Auswertung von Kardiotokogrammen. S.12

2.2.1. Kompensations- und Regulations-möglichkeiten des fetalen Kreislaufs. . . .S.12
2.2.2. Kurvenmerkmale im Kardiotokogramm und deren Bedeutung. S.16
2.2.2.1. Die basale fetale Herzfrequenz = Baseline .S.17
2.2.2.2. Mittelfristige FHF-Alterationen = Floatingline S.19
2.2.2.3. Die Irregulatität der fetalen Herzfrequenz = Fluktuation S.24
2.2.3. CTG - Scores S.28

2.3. Methoden abdominaler Elektrokardiographie .S.29

2.3.1. Amplitudendiskrimination S.29
2.3.2. Korrelationsanalyse S.30

3. METHODIK S.33

3.1. Datengewinnung S.33

3.1.1. Problematik der Versuchsdurchführung S.38

3.2. Auswertung S.40

3.2.1. Quantitativer Kurvenvergleich S.40
3.2.2. Impulszahlvergleich. S.41
3.2.3. Statistische Untersuchung der
Registrierquantität S.41
3.2.4. Einfluß des Versuchsaufbaus auf
die Registrierquantität S.42
3.2.5. Qualitative Untersuchung
der Kurvenverläufe. S.42
3.2.6. Mikro- und Makrofluktuation S.43

4. ERGEBNISSE S.47

4.1. Quantitative Untersuchung S.47

4.1.1. Quantitativer Kurvenvergleich S.47
4.1.2. Impulszahlvergleich S.54
4.1.3. Einfluß der EKG-Vorverstärkung S.59

4.2. Qualitative Untersuchung S.63

4.2.1. Untersuchung der Baseline S.63
4.2.2. Untersuchung der Floatingline S.65
4.2.3. Untersuchung der Fluktuation S.69

5. DISKUSSION S.73

6. ZUSAMMENFASSUNG. S.80

7. LITERATURVERZEICHNIS S.81

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

aECG : abdominal electrocardiogram = abdominales Elektrokardiogramm

bpm : beats per minute = Schläge pro Minute

dECG : direct electrocardiogram = direktes Elektrokardiogramm

EKG : Elektrokardiogramm

FHF : fetale Herzfrequenz

Gerät A: abdominaler Elektrokardiotokograph bisheriger Technik vom Typ HP 8030 A

Gerät B: abdominaler Elektrokardiotokograph mit Korrelationstechnik vom Typ "Perinatal Monitor"

Gerät D: direkter Elektrokardiotokograph bisheriger Technik zur Registrierung des direkten fetalen EKGs

HKS : Herzkreislaufsystem

RRM A/B: Registriermenge von Gerät A/B bezüglich der Registriermenge von Gerät D

SSW : Schwangerschaftswochen

1.EINLEITUNG

Die erste Beschreibung einer Auskultation der fetalen Herztöne finden wir in einer Veröffentlichung von Lejumeau de KERGARADEC 1821 (24). Diese Auskultation, die nur diskontinuierlich und nur in den Wehenpausen erfolgen konnte, war bis vor ungefähr drei Jahrzehnten die einzige praktikable Möglichkeit zur überwachung der kindlichen Herzaktion. So war es nicht möglich, kurzdauernde Herzfrequenzalterationen oder die Zusammenhänge zwischen Gebärmutterkontraktionen und Reaktionen des kindlichen Kreislaufs zu erkennen und zu analysieren.

Den Bemühungen von HON (37) und vor allem HAMMACHER (26,32) ist es zu verdanken, daß heute die technischen Grundlagen vorliegen, die eine kontinuierliche, simultane Registrierung der fetalen Herzfrequenz und der Wehentätigkeit ermöglichen (7,32,33). Erst nach der Entwicklung des ersten sogenannten Kardiotokographen 1968 durch HAMMACHER konnte dieses überwachungsverfahren auf breiter Basis in der klinischen Praxis eingesetzt werden (26,35).

HAMMACHER erkannte und betonte als erster die große Bedeutung der "beat-to-beat" Registrierung der fetalen Herzfrequenz für die Beurteilung des kindlichen Zustandes (24,26,27,29,30,35). Bei der "beat-to-beat" Registrierung wird, im Vergleich zu den integrierenden Kardiotachometern, jedes einzelne Intervall zwischen zwei Herzschlägen gemessen und dieser Meßwert in den entsprechenden Wert der Herzfrequenz umgerechnet.

Für die Berechnung der momentanen Herzfrequenz benötigt man demnach die genaue Dauer jeder Herzaktion, die, bei Anwendung der fetalen Elektrokardiographie, durch den Abstand der kindlichen R-Zacken eindeutig gegeben ist (30,68).

Da bei der abdominalen Ableitung des fetalen Elektrokardiogramms von der Bauchdecke der Mutter die kindlichen von den stärkeren mütterlichen Signalen in etwa

30% der Fälle überlagert werden, konnten durch die bisher angewandte Technik etwa ein Drittel der fetalen Herzaktionen nicht oder nicht eindeutig erkannt und zeitlich exakt registriert werden (68).
Durch die Korrelationsanalyse, einem neuen Verfahren zur Analyse bioelektrischer Signale, wie z.B. fetaler QRS-Komplexe, soll die "beat-to-beat" Registrierung der fetalen Herzfrequenz weiter verbessert werden.
In dieser Arbeit soll die klinische Anwendbarkeit dieser neuen Technik der Herzfrequenzregistrierung durch die Erprobung eines mit der Korrelationstechnik ausgestatteten abdominalen ElektroKardiotoKographen untersucht werden.

2.GRUNDLAGEN

2.1. GRUNDLAGEN DER KARDIOTOKOGRAPHIE

Die Kardiotokographie, d.h. die kontinuierliche, simultane Registrierung von fetaler instantaner (= "beat-to-beat" registrierter) Herzfrequenz und Uterusaktivität, ist die heute bedeutsamste Methode zur Überwachung der respiratorischen Situation des Feten und das sicherste Verfahren zur Erkennung einer fetalen Notlage (38,55).
Grundprinzip der Kardiotokographie ist die Ableitung eines der kindlichen Herzaktion zeitsynchronen biologischen Signals, die elektronische Umwandlung dieses Signals in einen uniformen Triggerimpuls, die exakte Messung der Intervalldauer zwischen zwei aufeinanderfolgenden Impulsen und schließlich die Umrechnung dieser Intervalldauer in die "Minutenfrequenz" (s.Abb.1) nach der Formel:

FHF (min) = 1/t (FHF= fetale Herzfrequenz,
t= Intervalldauer in min)

Die Zeit zwischen zwei aufeinanderfolgenden Signalen kann am genauesten berechnet werden, wenn die Anstiegsflanke des Signals scharf profiliert ist. Das fetale EKG genügt dieser Anforderung am besten. Die variierende Anstiegsflanke der Signale des fetalen Phonokardiogramms und vor allem der Ultraschall-Doppler-Verfahrens verursacht eine Triggerungenauigkeit, die zu Fehlmessungen vereinzelter Herzperioden führt (16).
Gleichzeitig mit der Herzfrequenzkurve wird ein der Wehentätigkeit analoges biologisches Signal abgeleitet, das simultan zur Herzfrequenz aufgezeichnet wird (38).

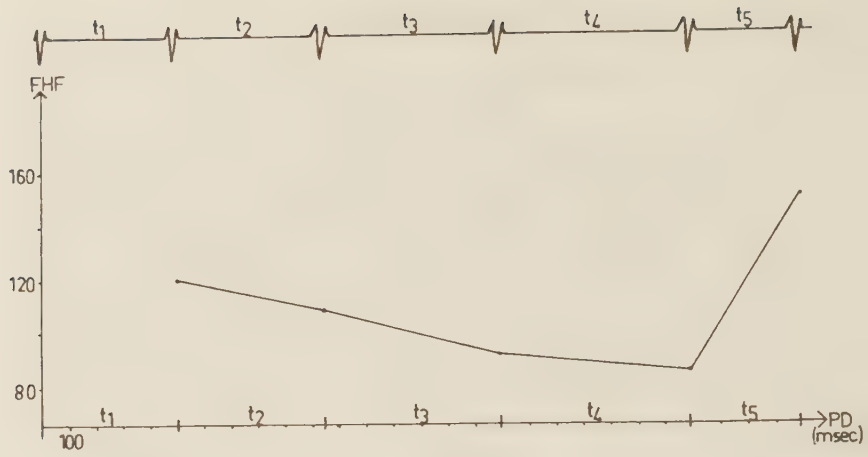

Abb.1: Schematische Darstellung der instantanen fetalen Herzfrequenz FHF im Kardiotachogramm; t1-t5: aufeinanderfolgende R-R-Intervalle im fetalen EKG; PD: Intervalldauer

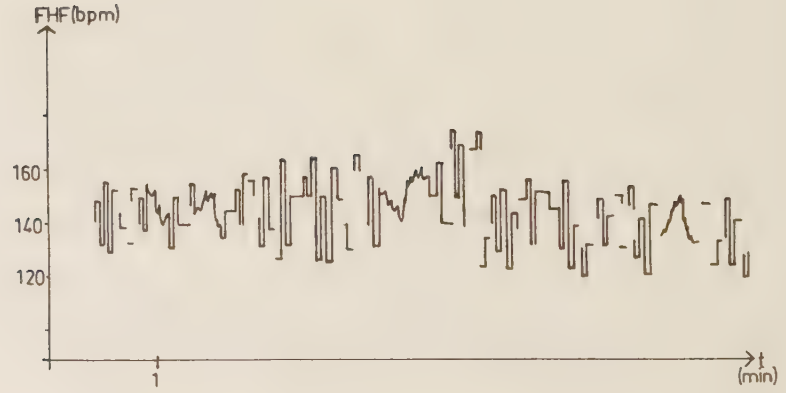

Abb.2: Schematisch gezeichnete Jitterkurve mit Pseudofluktuation

2.1.1.Indirekte Verfahren der fetalen Herzfrequenzgewinnung

Allen indirekten Verfahren gemeinsam ist der Vorteil der einfachen Applikation der Signalaufnehmer am Abdomen der Mutter.

2.1.1.1. Phonokardiographie

Bei der Phonokardiographie werden die kindlichen Herztöne mit Hilfe eines auf die mütterliche Bauchdecke aufgebrachten Mikrophons gewonnen.
HAMMACHER (26,31,32) entwickelte ein Gerät, mit dem durch einen Zeitvergleich zwischen den abgeleiteten Herztönen eine zeitliche Messung jeder Herzperiodendauer möglich ist. Diese neue Methode nutzt folgende Gegebenheiten aus:

1. Die fetalen Herztöne haben eine charakteristische Dauer, während Störgeräusche beliebig lang sein können.
2. Die Zeitdauer zwischen 1. und 1. Herzton entspricht etwa der zwischen 2. und 2. Herzton, die Abstände zwischen Störgeräuschen dagegen sind unterschiedlich.

Nach HAMMACHER werden nun die impulsförmigen Signale, die in ihrer Dauer Herztönen entsprechen, in der Reihenfolge ihres Auftretens wechselweise auf zwei Zeitmeßkanäle geleitet und die gewonnenen Meßwerte miteinander verglichen. Nur wenn der Zeitabstand zwischen zwei Signalen auf dem einen Kanal dem entsprechenden Abstand auf dem anderen Kanal annähernd gleich ist, wird aus einem von ihnen die zugehörige FHF berechnet. Da eine solche Messung nur eine Herzperiode dauert, kann der augenblickliche Wert der FHF sofort angezeigt werden. Falls sich die beiden Herztöne in ihrer Lautstärke so stark unterscheiden, daß der leisere elektronisch nicht mehr erfaßbar ist, erkennt das Gerät diesen Fall daran, daß alle Signale denselben zeitlichen Abstand haben und berechnet kann automatisch die richtige Frequenz.
Durch diese Methode wurde die "beat-to-beat" Registrierung

der fetalen Herzfrequenzkurve mit phonokardiographischer Ableitung der kindlichen Herztöne möglich.
Die Phonokardiographie wird hauptsächlich antepartal, nur bedingt subpartu angewandt (55,60).
Von Nachteil ist die relativ große Störanfälligkeit durch Nebengeräusche und die ungenügende Anwendbarkeit bei Adipositas, Seitenlage und Vorderwandplazenta durch Dämpfung des akustischen Signals (26,38,55).

2.1.1.2. Ultraschallkardiographie

Als Triggersignal verwendet man bei der Ultraschallkardiographie Ultraschallwellen, die an sich regelmäßig bewegenden Strukturen wie Herzwand oder Herzklappen reflektiert werden, und deren Frequenz nach dem Dopplerprinzip derart verändert wird, daß sie zunimmt, wenn sich die Reflexionswand der Schallquelle nähert und umgekehrt (23,55,72).
Diese Technik wird antepartal und intrapartal in der frühen Eröffnungsperiode eingesetzt. Von Nachteil ist, daß die gewonnenen Signale in Form und Amplitude häufig variieren (44,55,60). Die Erfassung jeweils desselben Phasenpunktes aus aufeinanderfolgenden Herzperioden, wie sie für die Gewinnung der instantanen Herzfrequenz notwendig ist (29), ist praktisch unmöglich (29,44). Das inkonstante Signal durch den ständigen Wechsel des Reflexionsortes kann zu artefiziellen Oszillationen, sogenanntem "Jitter", führen, der von der echten Fluktuation der fetalen Herzfrequenz abzugrenzen ist (s.Abb.2).
Aus Ultraschallkardiotokogrammen, die mit der bisherigen Technik registriert wurden, kann die Mikrofluktuation der kindlichen Herzfrequenz (s.2.2.2.3.) nicht beurteilt werden (69).

2.1.1.3. Abdominale fetale Elektrokardiographie

2.1.1.3.1. Entstehung und Ableitung der elektrischen Potentiale des fetalen Herzens

Das elektrische Potential der Zellen des Erregungsbildungs- und -leitungssystems des Herzens beinhaltet kein konstantes Ruhepotential, sondern steigt nach jeder Repolarisation gleich wieder so lange langsam an, bis das Schwellenpotential wieder erreicht ist, und ein weiteres Aktionspotential und damit ein erneuter Herzschlag ausgelöst wird (21,22,67).
Die Fähigkeit zur spontanen Depolarisation besitzen neben den Zellen des Sinusknotens auch die Zellen des AV-Knotens, des Hisschen Bündels und der Purkinje-Fasern. Vom Sinusknoten, dessen Zellen die höchste spontane Depolarisationsfrequenz zeigen, breitet sich die Erregung auf beide Vorhöfe und den AV-Knoten aus und gelangt dann über das Hissche Bündel mit seinen beiden Schenkeln zu den Purkinje - Fasern, die die Erregung auf das Myokard übertragen (21,67).
Bei der Registrierung des EKGs wird der biphasische Aktionsstrom gemessen, der dadurch entsteht, daß von der ruhenden zur erregten Zellpartie während der Depolarisation ein Strom fließt. Während der Repolarisation fließt der Strom in umgekehrter Richtung (40,47).
Die Potentialdifferenz zwischen erregtem (negativem) und unerregtem (positivem) Pol einer jeden einzelnen Muskelfaser entspricht einem Dipol, der als gerichtete elektrische Spannungsgröße durch einen Vektor symbolisiert werden kann, dessen Länge der Potentialdifferenz proportional ist, und dessen räumliche Orientierung der Richtung des Potentialgefälles vom erregten zum unerregten Bezirk entspricht.
Die Summe aller Einzelvektoren bildet in jedem Augenblick der Herzaktion einen resultierenden Summationsvektor oder

Momentanvektor. Der größte QRS-Momentanvektor ist identisch mit der elektrischen Herzachse, die wiederum weitgehend mit der anatomischen Herzachse übereinstimmt (40).
Die Qualität der Ableitung des fetalen QRS-Komplexes bzw. die Größe der abgeleiteten elektrischen Potentiale ist somit abhängig von der Position der Elektroden auf der mütterlichen Bauchdecke wie auch von der Lage des kindlichen Herzens in Bezug auf die Elektroden (12,47). Die registrierten Potentiale sind am größten, wenn die beiden Elektroden in Richtung der fetalen Herzachse angeordnet sind (s.Abb.3). Je größer die Divergenz zwischen kindlicher Herzachse und der Achse zwischen den EKG-Elektroden, desto kleiner sind die registrierten Potentiale (12,47).
Die Amplitude der abgeleiteten fetalen QRS-Komplexe schwankt in Abhängigkeit vom Alter des Feten und reicht von 10 - 50 Mikrovolt. Der Tiefpunkt der Amplitude in der 31. Schwangerschaftswoche wird vor allem auf die isolierende Wirkung der den Feten umgebenden Vernix caseosa zurückgeführt (47,55) (s.Abb.4).

2.1.1.3.2. Gewinnung der fetalen Herzfrequenzkurve

Mit Hilfe von zwei Meßelektroden auf der mütterlichen Bauchdecke (Fundus- und suprapubische Elektrode (37)) und einer Erdungselektrode am mütterlichen Oberschenkel werden die elektrischen Potentiale abgeleitet (s.Abb.5). Die kindliche R-Zacke ist ein genau definiertes Signal, das sich ideal als Trigger für eine "beat-to-beat" Registrierung eignet (60). Durch eine aufwendige elektronische Schaltung werden die mütterlichen starken Signale unterdrückt und dadurch die Differenzierung zwischen fetalen und maternalen R-Zacken ermöglicht (7,41,42,71).

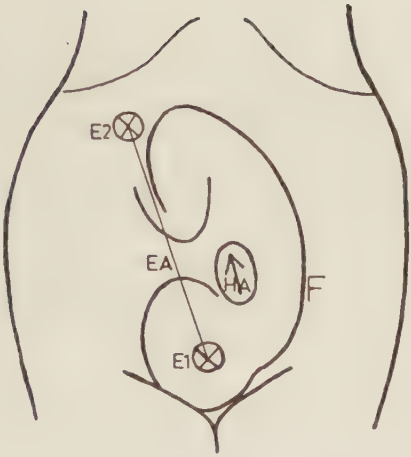

Abb.3: übereinstimmung der fetalen Herzachse mit der Achse der EKG-Ableitungselektroden (F:Fetus; HA:Herzachse; E1,E2: suprapubische- und Fundus-EKG-Elektrode; EA:Elektrodenachse).

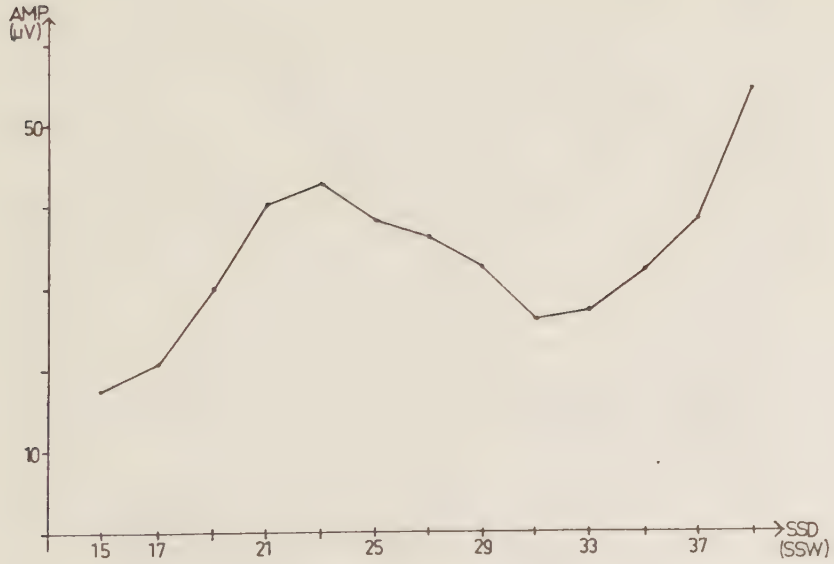

Abb.4: Amplitude des fetalen QRS-Komplexes in Abhängigkeit von der Schwangerschaftsdauer (SSD) in Wochen (SSW).

Die kindliche Herzfrequenzkurve kann auf diese Weise etwa ab der 14-18. Schwangerschaftswoche und intrapartal in der Eröffnungsphase gewonnen werden (60). Bei reifen Feten gelingt eine befriedigende Ableitung unabhängig von Seitenlagerung, Adipositas und Vorderwandplazenta in etwa 80 % der Fälle (9,23,42,55).
Zwischen der 28. und 34. Schwangerschaftswoche und bei unreifen Feten ist die Registrierung meist unbefriedigend, da die elektrischen Signale durch die Vernix caseosa abgeschwächt werden (47,55).
Unter der Geburt mit zunehmender Wehentätigkeit nimmt der Anteil auswertbarer externer elektrokardiographischer Registrierungen erheblich ab (7,38,55,60).

2.1.2. Direkte Elektrokardiographie

Sub partu nach Amniotomie oder spontanem Blasensprung gelingt durch Herstellung des direkten Kontaktes zwischen Kind und Gerät über eine am vorangehenden Teil der Feten angebrachte Spezialelektrode, infolge des hohen Signal-Rausch-Abstandes, eine einwandfreie Triggerung des Kardiotachometers und damit eine störungsfreie Herzfrequenzregistrierung (23,38,60) (s.Abb.6).
Durch diese allerdings invasive Methode erhält man unter der Geburt bei minimaler Belästigung der Kreißenden eine lückenlose und exakte Herzfrequenzkurve bis zum Durchtritt des Kopfes auch bei unruhigen Patientinnen und beliebiger Lageänderung der Schwangeren (23).
Die Verletzungs- und Infektionsgefahr durch die transvaginale Anbringung der Elektrode in der kindlichen Kopfschwarte ist gering (43,44,55).

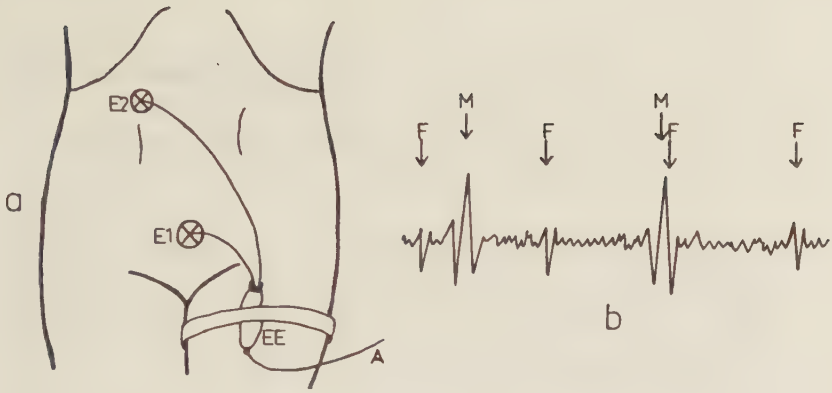

Abb.5: Abdominale fetale Elektrokardiographie
a: Meßanordnung (E1,E2,EE: suprapubische-, Fundus-, Erdungselektrode; A: Anschlußkabel).
b: abgeleitetes Signalgemisch (F,M: fetaler, maternaler QRS-Komplex).

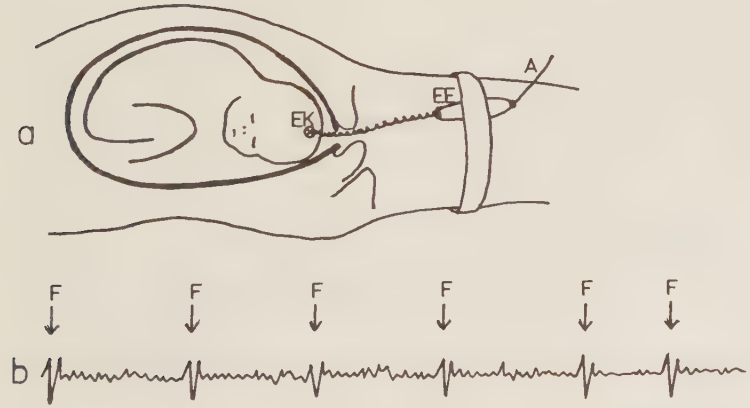

Abb.6: Interne fetale Elektrokardiographie
a: Meßanordnung (EK,EE: Kopfschwartenelektrode, Erdungselektrode; A: Anschlußkabel).
b: gewonnenes Signal (F: fetaler QRS-Komplex).

2.2. AUSWERTUNG VON KARDIOTOKOGRAMMEN

2.2.1. Kompensations- und Regulationsmöglichkeiten des fetalen Kreislaufs

Die fetale Herzfrequenz unterliegt komplexen Steuermechanismen, die im einzelnen noch nicht geklärt sind. Gesichert ist jedoch, daß hämodynamische, biochemische und neurale Faktoren an der Regulation der fetalen Herzfrequenz beteiligt sind (22,55).
Unter normalen Umständen ist der Sinusknoten der primäre Schrittmacher des Herzens. Die spontane Depolarisation der Schrittmacherzellen des Sinusknotens erzeugt einen Herzschlag. Humorale und neurale Regulationsmechanismen beeinflussen die Depolarisationsfrequenz der Schrittmacherzellen und induzieren so Änderungen der Herzfrequenz. Den größten Einfluß auf die Depolarisationsfrequenz des Sinusknotens hat die Aktivität der autonomen Nerven, die dort enden. Die präganglionären efferenten sympathischen Fasern entstammen dem Rückenmark, die präganglionären efferenten parasympathischen Fasern der Herzäste des N.Vagus kommen aus der Medulla oblongata (21). Eine gesteigerte sympathische Aktivität führt zu einer Beschleunigung der Herzfrequenz, eine gesteigerte parasympathische Aktivität bewirkt das Gegenteil. Insgesamt wird die Aktivität dieser efferenten autonomen Nerven gesteuert durch eine Vielzahl an afferenten Regulationsmechanismen aus dem Herzen selbst, der Lunge, den großen Gefäßen, der Muskulatur und aus medullären und supramedullären Zentren des Zentralnervensystems (21,22):

Barorezeptorenreflex:
In der Media und Adventitia des Carotissinus, des Aortenbogens und dazwischenliegenden Gefäßen liegen viele, fein verästelte Endigungen undifferenzierter Nerven. Durch eine Änderung des Blutdrucks und damit des Dehnungsgrades der Gefäßwand werden diese Nervenverzweigungen in ihrer

Länge beeinflußt. So wird ein gesteigerter transmuraler Druck in neurale Impulse umgesetzt. Diese afferenten Impulse erreichen über den N.Vagus bzw. N.Glossopharyngeus die vasomotorischen und kardialen Zentren in der Medulla oblongata. Bei Blutdruckanstieg werden mehr Barorezeptoreneinheiten aktiviert, daraus resultiert eine Aktivitätssteigerung der Herzäste des N.Vagus bzw. eine Aktivitätsminderung der sympathischen Herznerven, was zu einer Verlangsamung der Herzfrequenz führt. Eine Blutdrucksenkung hat den gegenteiligen Effekt (21,22).

Bainbridge-Effekt:
Durch Erregung von Vorhof-Dehnungsrezeptoren durch einen momentan erhöhten venösen Rückstrom wird bei vorbestehender eher niedriger Herzfrequenz eine Erhöhung der Frequenz bewirkt (21,22,67).

Chemoreflexe:
Periphere Chemorezeptoren an Aorta und A.Carotis (Glomus aorticum, Glomus caroticum) reagieren auf Abfall des Sauerstoffdrucks, Anstieg des Kohlendioxiddrucks und Absinken des pH-Wertes im arteriellen Blut mit gesteigerter Aktivität. Dadurch wird über das Vasomotoren- und kardiale Zentrum eine periphere Konstriktion und Tachykardie ausgelöst.
Zentrale Chemorezeptoren am Boden des IV. Ventrikels reagieren nur auf Anstieg des Kohlendioxiddrucks und pH-Abfall im Liquor (21,22).

Humorale Faktoren:
Durch ihre Wirkung auf den Sinusknoten führen die vom Nebennierenmark sezernierten sympathischen Neurotransmitter Adrenalin und Noradrenalin sowie deren chemische Vorstufen L-Dopa und Dopamin zu einer Beschleunigung der Herzfrequenz (22).

Da das Kind intrauterin nicht über die Möglichkeit der

pulmonalen Atemregulation verfügt, müssen alle Belastungen so primär über die Steigerung des Herz- Kreislauf-Plazentazeitvolumens kompensiert werden (29,34,55). Erst die Dekompensation dieses Gleichgewichts zwischen endogenen und exogenen, physiologischen und pathologischen Reizen führt zu meßbaren metabolischen Konsequenzen wie der Acidose (26,29,35,55).

Die FHF-Oszillationen spiegeln nach Hammacher die physiologische Variabilität des venösen Rückflusses wieder, die durch die, vom ZNS gesteuerte, ständig sich ändernde Blut - Pool - Veränderung im fetalen Körper und in der Plazenta zustande kommt (29). Bei vermehrtem Blutangebot am rechten Herzen schlägt das Herz schneller, bei vermindertem Angebot langsamer (Bainbridge-Effekt). Dadurch kommt die "beat-to-beat" Variation der fetalen Herzfrequenz zustande (26,29,35). Ein Nachlassen der Leistungsfähigkeit des kindlichen Herzkreislaufsystems (HKS) zeigt sich in der Abnahme der Änderungsgeschwindigkeit der kindlichen Herzfrequenz, d.h. der "beat-to-beat" Variabilität (34). Je nachdem, ob die auslösende Ursache akut (Plazentalösung, Nabelschnurkompression) auftritt oder sich langsam ausbildet (chronische Plazentainsuffizienz) können sich Übergangsformen zwischen sehr hoher und fehlender Änderungsgeschwindigkeit der FHF über wenige Minuten oder aber über mehrere Wochen erstrecken (34).

Grundsätzlich sind drei Mechanismen für die Entstehung der Herzfrequenzveränderungen von Bedeutung (23):

1. Verminderung der uteroplazentaren Durchblutung
2. Nabelschnurkompression
3. Kopfdruck

Eine Verminderung der uteroplazentaren Durchblutung führt über die Störung des diaplazentaren Stoffaustauschs über

Hypoxie und Hyperkapnie zur fetalen Azidose.
Eine passagere Minderdurchblutung, z.B. während einer Wehe oder bei mütterlichem Blutdruckabfall bei bereits pathologischer Uterusdurchblutung, führt zunächst durch Erregung der Chemorezeptoren zu einem Anstieg der FHF und erst bei weiterbestehender Hypoxämie durch Beeinträchtigung des Sympathikuszentrums zu einem Absinken der FHF (23).
Ein anhaltender Sauerstoffmangel führt zur fetalen Kreislaufzentralisation, d.h. das Blut wird auf zentralen Bahnen zur Versorgung lebenswichtiger Organe und der Plazenta fixiert, so daß die unter physiologischen Bedingungen bestehende ständige Veränderung der Blutverteilung im fetalen Kreislauf wegfällt und das dem Herzen angebotene Volumen weitgehend konstant ist (23,29,31). Die Folge davon ist eine zunehmende Verrundung, Abflachung und Verlangsamung der Oszillationen bis hin zur geradlinig verlaufenden Herfrequenzkurve (19,23,31,34,55). Die Frequenz dieser metronomartigen Herzschlagfolge liegt überwiegend im Normbereich, was sich dadurch erklären läßt, daß das kindliche Gehirn und Herz gerade noch ausreichend mit Sauerstoff versorgt werden und die Herzfrequenz allein vom Sinusknoten bestimmt wird (34).

Eine akute Kompression der Nabelvene senkt durch ein vermindertes Blutangebot an das Herz den Druck in Aorta und A.Carotis. Durch Reizung der Pressorezeptoren kommt es reflektorisch zur Herzfrequenzbeschleunigung.
Bei Verschluß auch der Nabelarterien staut sich das Blut in den großen Arterien und führt damit über Pressorezeptorenreizung zu einer Herzfrequenzverlangsamung (23).

Eine Kopfkompression während einer Wehe kann zu einer akuten Einschränkung der Gehirndurchblutung führen. Da das Sympathikuszentrum empfindlicher auf einen

Sauerstoffabfall im Blut reagiert als das Vaguszentrum, kommt es durch überwiegen des Vagotonus zu einer Herzfrequenzverlangsamung; nach Durchtrennung der vagalen Efferenzen und nach Atropingabe unterbleibt diese Reaktion im Tierversuch (55). Mit Wehenende stellt sich die normale Herzfrequenz wieder ein (23).

2.2.2. Kurvenmerkmale im Kardiotokogramm und deren Bedeutung

Die fetale Herzfrequenzkurve wird von zahlreichen Meßpunkten gebildet, die die jeweilige Frequenz zu jedem Meßzeitpunkt wiedergeben. Der vom Kardiotokographen angegebene Frequenzwert wird nicht durch die Zählung von Herzaktionen in einer bestimmten Zeiteinheit ermittelt, sondern er wird elektronisch als Reziprokwert jeder Herzperiodendauer errechnet (beat-to-beat Registrierung, s.Abb.1). Damit ist jeder errechnete Frequenzwert gewissermaßen eine Extrapolation auf die Definitionsgleichung der Frequenz:

Frequenz = Häufigkeit eines Ereignisses / Zeiteinheit

So kann die FHF auch innerhalb des Zeitraumes einer Minute Schwankungen (Oszillationen) aufweisen, obwohl die Frequenzangabe auf eine Minute bezogen ist.

Jede individuelle Herzfrequenzkurve ist charakterisiert durch:

a) die basale Herzfrequenz
b) die als Reizbeantwortung zu bewertenden periodischen oder sporadischen Dezelerationen und Akzelerationen
c) den Oszillationstyp bzw. die Irregularität der Herzfrequenz

2.2.2.1. Die basale fetale Herzfrequenz = Baseline

Sie stellt die Ausgangsfrequenz dar und entspricht einer fiktiven, durch die Oszillationen gehenden Linie aus einem Beobachtungszeitraum von 30 Minuten, wobei die periodischen Frequenzabweichungen unberücksichtigt bleiben. Der Baseline werden 3 ausgeprägte Frequenzbereiche zugeordnet: Normokardie, Tachykardie und Bradykardie (23,31,35) (s.Abb.7).

Normokardie : mittlere FHF zwischen 120 und 160 bpm

Tachykardie : mittlere FHF über 160 bpm, länger als 10 Minuten andauernd

Bradykardie : mittlere FHF unter 120 bpm, länger als 3 Minuten andauernd

Eine Baseline zwischen 90 und 120 Schlägen pro Minute wird bisweilen akzidentell, ohne sichere Zuordnung zu einem klinischen oder elektrokardiographischen Befund vorgefunden. Ohne zusätzliche pathologische Kurvenmerkmale ist eine solche Bradykardie meistens mit einem unbeeinträchtigten fetalen Zustand verbunden (23,55). Dagegen spricht eine persistierende Bradykardie unter 80 bpm für eine hochgradige fetale Notsituation (55,60).

Eine Baseline über 160 Schlägen pro Minute kann durch fetale Hypoxie, mütterliches Fieber bzw. fetale Infektion, medikamentöse Einflüsse (Atropin) oder, selten, durch fetale Herzrhythmusstörungen verursacht werden (23,55). Eine beschleunigte basale FHF ist allerdings noch kein Beweis für eine fetale Hypoxie (55,60), sollte jedoch Anlaß dafür sein, weitere diesbezügliche CTG-Merkmale der Floatingline und der Fluktuation zu suchen.

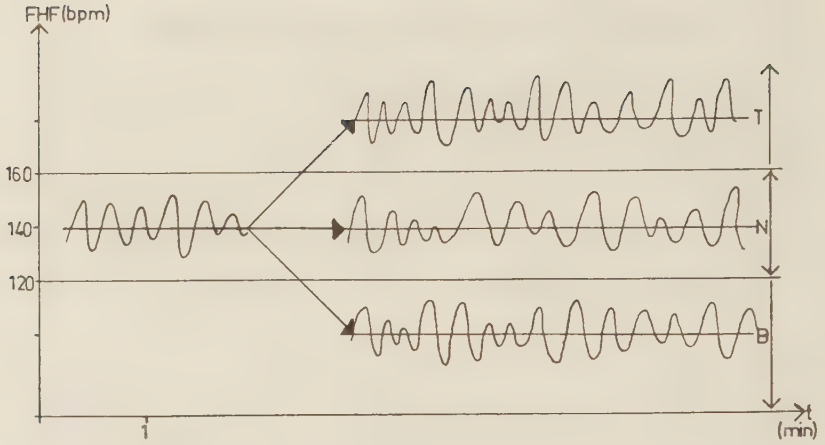

Abb.7: Basalfrequenz der fetalen Herzfrequenzkurve im normokarden (N), tachykarden (T) und bradykarden (B) Bereich.

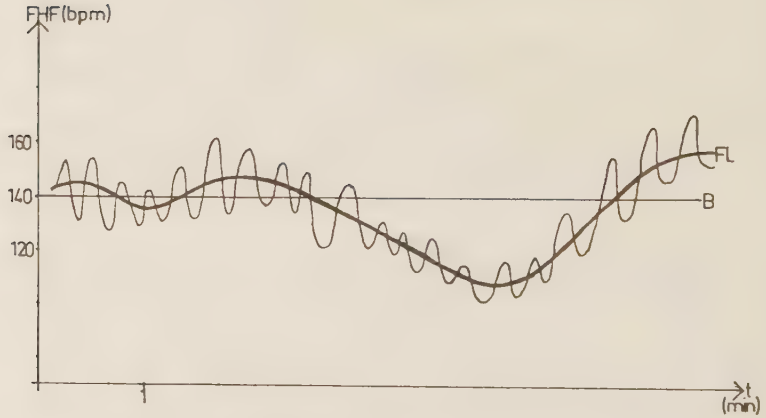

Abb.8: Darstellung der Floatingline der fetalen Herzfrequenzkurve (FL), B: Baseline.

2.2.2.2. Mittelfristige FHF-Alterationen = Floatingline

Die Floatingline (s.Abb.8) verläuft als fiktive Mittellinie durch die FHF - Oszillationen, solange deren Frequenz größer als 2 pro Minute ist (35). Ihr werden Akzelerationen und Dezelerationen zugeordnet (27,28,35).

Akzelerationen sind kurzzeitige, vom Ausmmaß der Frequenzzunahme unabhängige Herzfrequenzbeschleunigungen und Ausdruck einer sympathikotonen Herzkreislaufreaktion bei endogener (z.B. spontane motorische Aktivität), oder exogener Stimulierung des Feten (38,60). Sie sind also Ausdruck eines physiologischen Adaptations- bzw. Kompensationsversuchs des Herzkreislaufsystems und damit als prognostisch günstig zu werten (23,55). Ein antepartales Kardiotokogramm ohne Akzelerationen besonders nach Weckversuchen und bei vorhandenen Kindsbewegungen sind als Zeichen fetaler Gefährdung anzusehen (20,38,55,60).
Bei chronischer Hypoxie und vor intrauterinem Fruchttod werden Akzelerationen nicht beobachtet (55,60).

Eine Dezeleration oder "Dip" ist ein kurzzeitiger (weniger als 3 Minuten andauernder) Abfall der FHF um mindestens 30 unter 120 bpm (23,31,55).
Im Hinblick auf die simultane Wehenregistrierung werden folgende Dips unterschieden :

Dip 0 : Wehenunabhängige, mit Kindsbewegungen koinzidierende Dezeleration (s.Abb.9), die von Bogdan als antepartales Kriterium zur Erfassung einer Beeinträchtigung der fetalen Hämodynamik beschrieben wurde (10,11). Die Entstehung erklärt er aufgrund einer vorrübergehenden Nabelschnurkompression. Ein gehäuftes Auftreten von Dip 0 läßt auf eine bestehende Nabelschnurproblematik schließen (10).

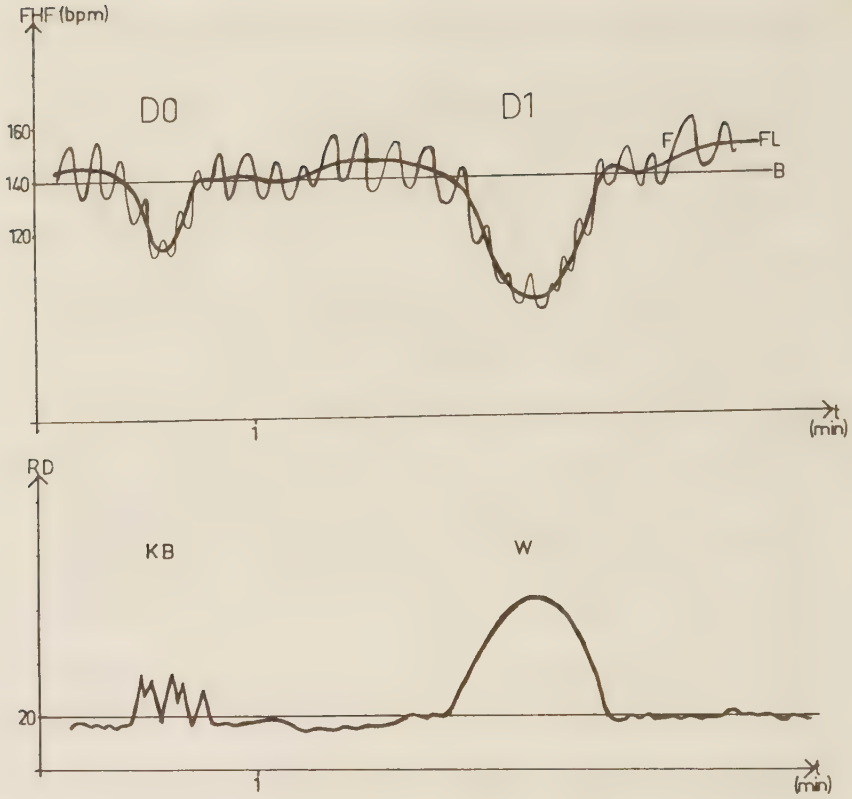

Abb.9: Dip 0 (D0) und Dip 1 (D1) nach Hammacher (B: Baseline, FL: Floatingline, F: Fluktuation, KB: Kindsbewegung, W: Wehe, RD: relativer Druck der mütterlichen Bauchdecke auf den Druckmeßkopf).

Dip 1 : Hauptsächlich intrapartal auftretende, wehensynchrone Dezeleration (23)(s.Abb.9). Durch die Kompression des kindlichen Kopfes während der Wehe kommt es zu einer vagalen Reaktion und damit zu einem FHF-Abfall, der die Kontraktion spiegelbildlich nachzeichnet und am Ende der Wehe die Basalfrequenz wieder erreicht (55). Nach heutigem Wissen gehen Dip 1 nicht mit fetaler Azidose und neonataler Depression einher (44,55,60), jedoch wurde eine Beziehung zwischen deren Auftreten und der Häufigkeit von Nabelschnurumschlingungen bei der Geburt gefunden (3,49).

Variable Dips : Die Variabilität dieser Dezelerationen bezieht sich auf die Form, Dauer, Tiefe und die zeitliche Abhängigkeit von den Wehen (23,55,60). Sie können sowohl wehensynchron als auch verzögert auftreten. Das Kurvenbild ist durch rasche Frequenzabfälle und -anstiege charakterisiert (60). Nach heutiger Meinung sind variable Dips bedingt durch eine Unterbrechung der fetalen Zirkulation meist durch Kompression der Nabelschnur (3,10,11,44,55). Die Ausprägung der Dezeleration korreliert direkt mit der Intensität der hämodynamischen Störung (55). In ihrer schweren Form (länger als 60 Sekunden andauernd, Tiefstpunkt unter 70 bpm) gehen sie regelmäßig mit fetaler Acidose und neonataler Depression einher (5,10,44).

Dip 2 : Verzögerte oder Spätdezelerationen
Wie Dip 1 reflektieren auch Dip 2 die Wehenform, jedoch folgen Beginn, Tiefpunkt und Ende des FHF-Abfalls zeitverschoben der Kontraktion nach (23,35,44,55) (s.Abb.10).
Dip 2 sind als Ausdruck eines zusätzlichen Sauerstoffabfalls bei bereits vor der Geburt oder im Laufe der Entbindung erniedrigten Sauerstoffversorgung des Feten (23) und gelten daher als geradezu klassischer CTG-Hinweis für eine fetale Hypoxie (23,44,55,60). Die Zahl der Dip 2

korreliert direkt mit fetaler Acidose und Neugeborenendepression (3,5,44,45). Bei vorhandenen Kontraktionen wurden Spätdezelerationen vor antepartalem Fruchttod regelmäßig beobachtet (55,60).
Ätiologisch kommen eine verminderte Reservekapazität einer krankhaft veränderten Plazenta (3) oder eine unphysiologische Uterusaktivität bei normaler Plazentafunktion (z.B. Oxitocinüberdosierung) in Frage (45).

Eine Spätdezeleration besonderer Art wird durch ein Vena-Cava-Syndrom hervorgerufen, bei dem in Rückenlage der Schwangeren die untere Hohlvene durch den Uterus komprimiert wird. Folge davon ist ein Absinken des mütterlichen Herzminutenvolumens, worauf beim Feten eine meist tiefe und langanhaltende Spätdezeleration ausgelöst wird. Alle Manifestationen können durch Seitenlagerung der Mutter behoben werden (55).

Für die Prognose ist nicht die Schwere einer Einzeldezeleration entscheidend, sondern die Frequenz der Dezelerationen und die Zeitdauer, während der sie auftreten (1,60). Bestimmt man nur die von einer Dezeleration umschriebene Fläche, korreliert unabhängig vom Dezelerationstyp eine Zunahme des Flächeninhalts mit fetaler Acidose und niederen Apgarwerten (2,60).

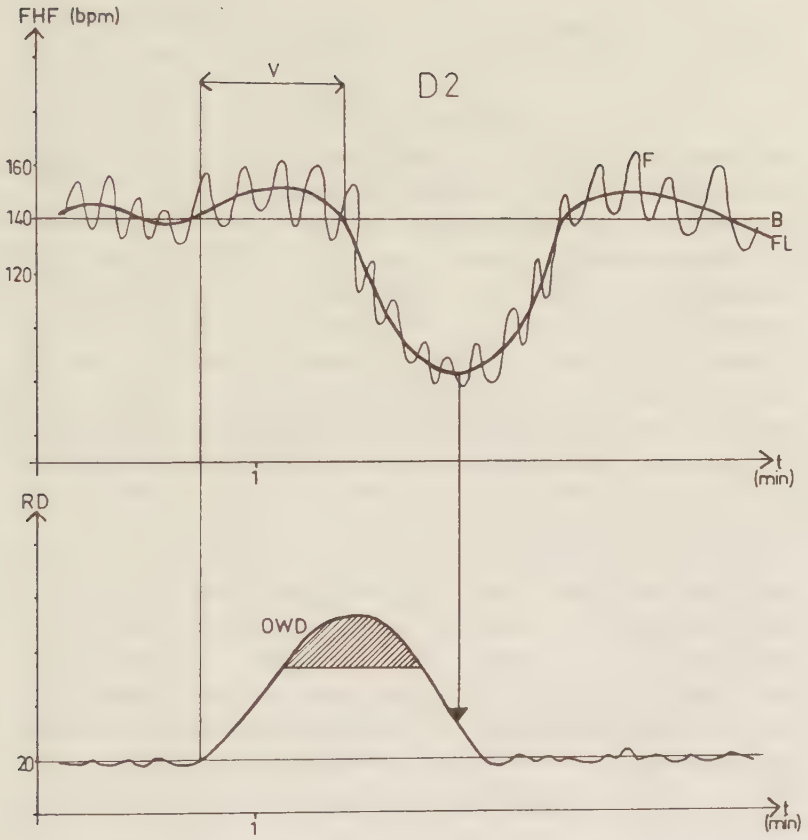

Abb.10: Dip 2 oder Spätdezeleration nach Hammacher
(B: Baseline, FL: Floatingline, F: Fluktuation,
V: Verzögerungszeit zwischen Wehenbeginn und Absinken
der FHF, OWD: oberes Wehendrittel, RD: relativer Druck
der mütterlichen Bauchdecke auf den Druckmeßkopf).

2.2.2.3. Die Irregularität der fetalen Herzfrequenz = Fluktuation

Die wichtigste Komponente der realen, beat-to-beat registrierten fetalen Herzfrequenzkurve ist die Fluktuation, d.h. die FHF-Oszillationen (28,44).
Die Schlag-zu-Schlag-Variabilität der FHF ist Ausdruck funktionnierender vegetativer und biochemischer Regelmechanismen am Herzen. Störungen in diesem Regelkreis zeigen sich als Verlust oder pathologische Zunahme der Irregulatität (60). Die Oszillationen spiegeln also die Reaktionslage des fetalen Organismus wieder (35,44).
Im Kardiotachogramm stellt sich die Fluktuation als periodische änderung der Amplitude um das basale Frequenzniveau dar (60) (s.Abb.11). Man kann zwei Komponenten der Fluktuation unterscheiden:
Die Oszillationen oder Langzeitschwankungen mit einer Frequenz von etwa zwei bis sechs Perioden pro Minute = Makrofluktuation werden von Kurzzeitschwankungen überlagert . Diese hochfrequente treppenförmige überlagerung gibt den mit jedem Schlag wechselnden Einfluß der efferenten Herznerven auf den Sinusknoten und damit die eigentliche beat-to-beat-Variation der Herzfrequenz wieder und wird Mikrofluktuation genannt (21,23,60,61) (s.Abb.12).
Diese Mikrofluktuation ist nach heutiger Auffassung für die Interpretation der Reaktionsfähigkeit des kindlichen Herzkreislaufsystems von besonderer Bedeutung (23,26,30,34,44), die Möglichkeiten ihrer klinischen Beurteilung sind jedoch begrenzt.
Nach Hammacher werden die Oszillationen entsprechend Oszillationsamplitude und -frequenz in 12 Oszillationstypen eingeteilt (28).

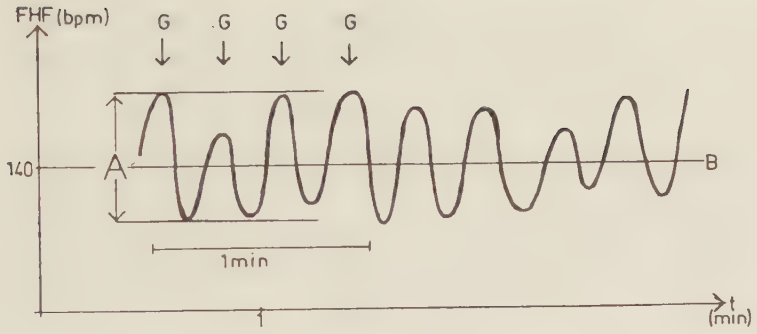

Abb.11: Schematische Darstellung der Fluktuation der FHF
G: Gipfelpunkte, die Oszillationsfrequenz beträgt
4 pro Minute, die Oszillationsamplitude (A) beträgt
24 bpm.

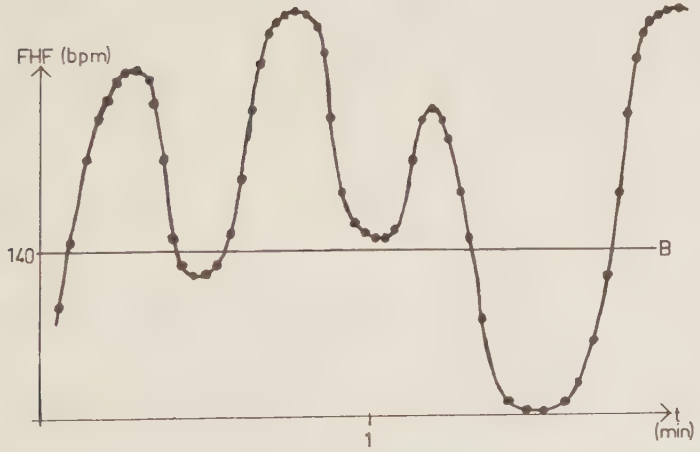

Abb.12: Schematisierte, vergrößerte Darstellung der Mikrofluktuation.
Je größer der Unterschied zwischen zwei aufeinanderfolgenden
Intervallen ist, desto größer ist der Abstand zwischen den
entsprechenden Frequenzwerten auf der Kurve (B: Baseline).

Man unterscheidet 4 Amplitudenbereiche:

- saltatorische FHF : Amplitude der Oszillationen über 25 bpm
- undulatorische FHF : Amplitude zwischen 10 und 25 bpm
- eingeschränkt undulatorische FHF : Amplitude zwischen 5 und 10 bpm
- silente FHF : Amplitude der Oszillationen unter 5 bpm

Das undulatorische Oszillationsmuster wird als physiologisch angesehen, als Zeichen einer normalen Reaktionsbereitschaft des kindlichen Herzkreislaufsystems (8,23,26).

Der Grad der Belastung des Feten und die Kompensationsfähigkeit des fetalen HKS spiegelt sich noch deutlicher als in der Amplitude der Oszillationen in deren Frequenz, also in der Geschwindigkeit der kindlichen Herzfrequenzänderung, wieder (35). Eine entsprechende Größe dieser Geschwindigkeit ist die Schlag-zu-Schlag-Intervalldifferenz (29,44). Eine Oszillationsfrequenz von 2 bis 6 pro Minute gilt als physiologisch (28).

Oszillationsamplitude und Oszillationsfrequenz sind eng miteinander korreliert (26,35,58). Mit Rückgang der Oszillationsamplitude kommt es immer auch zu einem Rückgang der Frequenz.

Steile Frequenzschwankungen mit großer Amplitude zeigen eine erhöhte Belastung des fetalen Kreislaufs an, der diesen Anforderungen aber noch gewachsen ist (29).

Eine Abnahme der Amplitude unter 10 bpm und der Frequenz unter 2 pro Minute ist gleichbedeutend mit einem Nachlassen der Leistungsfähigkeit des fetalen Herzens (29).

Ein völliges Fehlen von Oszillationen mit fast geradlinigem Kurvenverlauf weist, wenn andere mögliche Ursachen wie Schlafzustand oder iatrogene Depression des

Feten durch Medikamente (Hypnotika, Atropin) ausgeschlossen sind, auf eine nicht mehr zu kompensierende Notsituation des Feten infolge anhaltender Hypoxie hin (16,26,29).

Diese silente Herzfrequenzkurve geht, zusammen mit Dip 2 einem antepartalen Fruchttod regelmäßig voraus (14,60,65). Auch beim Auftreten von mittelfristigen FHF-Veränderungen kann die Oszillationsfrequenz bestimmt werden, wobei eine normale Makrofluktuation an der Basis der Akzeleration oder Dezeleration als prognostisch günstiges, ein Fehlen der Oszillation als ungünstiges Zeichen gewertet wird (23).

Die Fluktuation ist antepartal der wichtigste Parameter der Herzfrequenzkurve, da auch in Abwesenheit von Kontraktionen aufgrund des Oszillationstyps wesentliche Informationen über den Zustand des Feten gewonnen werden können (44). Eine eingeschränkte oder fehlende Fluktuation bei wachem und nicht medikamentös deprimiertem Feten kann Zeichen einer subakuten Hypoxidose sein (26,35).

Voraussetzung einer befriedigenden Beurteilbarkeit der Fluktuation ist jedoch, wie bereits erwähnt, die beat-to-beat registrierte Herzfrequenz (29,30,60).

2.2.3. CTG - Scores

In den letzten Jahren sind eine Reihe von Scores bzw. Schemen ausgearbeitet worden, mit deren Hilfe die Beurteilung von Kardiotokogrammen erleichtert und systematisiert werden soll.
Diese Scores ordnen den verschiedenen normalen und suspekten Merkmalen Punkte zu, die zu einem Gesamtergebnis addiert werden. Ab einer bestimmten Punktzahl ist mit einer fetalen Gefährdung zu rechnen.
Der Hammacher-Score erlaubt eine zuverlässige Beurteilung sowohl des ante- als auch des intranatalen Zustandes des Feten (23).
In einem 30 Minuten CTG werden die drei Komponenten Baseline, Floatingline und Fluktuation bewertet. Für jede Komponente können jeweils 0 - 6 Punkte vergeben werden, so daß sich eine Gesamtsumme von 0 - 18 ergeben kann; ab 8 Punkten wird das CTG als pathologisch angesehen (28).
Beim Fischer-Score werden, ebenfalls in einem 30 Minuten CTG für die fünf Komponenten Basalfrequenz, Bandbreite der FHF, Zahl der Nulldurchgänge pro Minute, Akzelerationen und Dezelerationen jeweils 0 - 2 Punkte vergeben, so daß maximal 10 Punkte erreicht werden können, 4 Punkte und weniger werden als prognostisch ungünstig angesehen.

2.3. METHODEN ABDOMINALER ELEKTROKARDIOGRAPHIE

2.3.1. Signalverarbeitung mittels Amplitudendiskrimination

Lange Zeit scheiterte die Registrierung der instantanen fetalen Herzfrequenzkurve durch Ableitung des fetalen EKGs von der mütterlichen Bauchdecke, da es technisch nicht möglich war, die schwachen kindlichen von den starken mütterlichen Signalen zu trennen. Seit etwa zehn Jahren ist dies jedoch möglich, vorausgesetzt, man erhält ein verwertbares abdominales Signal (41), was bei etwa 80 % der Schwangeren am Geburtstermin der Fall ist (9,23,42,55).

Das Signalverarbeitungsgerät übernimmt das EKG-Signal vom vorgeschalteten EKG-Vorverstärker. Durch nachfolgende Filterstufen werden Netzstörungen und unwesentliche EKG-Anteile eliminiert. Anschließend wird das mütterliche Signal durch Amplitudendiskrimination erkannt, d.h. alle Signale, deren Amplitude ein bestimmtes, fest vorgegebenes Maß überschreitet, werden, unabhängig von der Signalform, als mütterliche R-Zacken akzeptiert.
Nach Abschattung der als solche erkannten maternalen QRS-Komplexe durch eine Nullinie werden die fetalen Potentiale verstärkt, ebenfalls durch Amplitudendiskrimination identifiziert und deren Abstände voneinander beat-to-beat in die fetale Herzfrequenz umgerechnet (41,42).
Abhängig von der mütterlichen Frequenz fällt der kindliche mit dem mütterlichen QRS-Komplex in etwa 35% der Fälle zusammen (68). In diesem Fall substituiert das Gerät, d.h. es nimmt dann einen fetalen QRS-Komplex als vorhanden an, wenn es infolge einer überlagerung mit dem mütterlichen Signal die kindliche R-Zacke nicht erkennen kann.
Eine Substitution erfolgt auch, wenn nach zwei

aufeinanderfolgenden kindlichen Impulsen der nächste Impuls aus technischen Gründen nicht gefunden wird (68). Bei guter Qualität der abdominal abgeleiteten Signale kann, trotz dieser Substitutionstechnik, mit dieser bisher angewandten Methode der Signalverarbeitung sowohl Mikro- als auch Makrofluktuation der fetalen Herzfrequenzkurve beurteilt werden (68).

2.3.2. Signalverarbeitung mit Hilfe der Korrelationsanalyse

Bei dieser neu entwickelten Technik der FHF-Gewinnung werden mütterlicher und kindlicher QRS-Komplex am Anfang der Registrierung über einige Zyklen mittels Amplitudendiskrimination identifiziert und dabei ein Muster der Wellenform der QRS-Komplexe ermittelt. Die weitere QRS-Erkennung erfolgt durch Kreuzkorrelationsanalyse, d.h. das Gerät sucht mit Hilfe eines ganz speziellen Filters (optimales Suchfilter) in dem abdominalen Signalgemisch nach der vorher als mütterlichen oder fetalen QRS-Komplex erkannten Wellenform.
Zuerst wird das mütterliche Signal durch Subtraktion des Musters vom abdominalen Signal eliminiert. Danach läuft die Erkennung des fetalen EKGs ab durch Vergleich der im abdominalen Signalgemisch verbliebenen Wellenformen mit dem Muster der fetalen Signalform (s.Abb.13). Hierzu wird in einem speziellen Korrelator fortlaufend die Kreuzkorrelationsfunktion von Muster und abdominalem Signal berechnet. Diese Funktion beschreibt das Maß der übereinstimmung zwischen beiden Signalen. Die Maxima dieser Funktion bilden die Punkte maximaler übereinstimmung zwischen dem abdominalen und dem erwarteten Mustersignal und liefern somit den Impuls zur

Berechnung der momentanen Herzfrequenz.
Außerdem wird die neue, als fetalen QRS-Komplex akzeptierte Wellenform zur Anpassung des Musters an die tatsächliche momentane Signalform benützt (52).

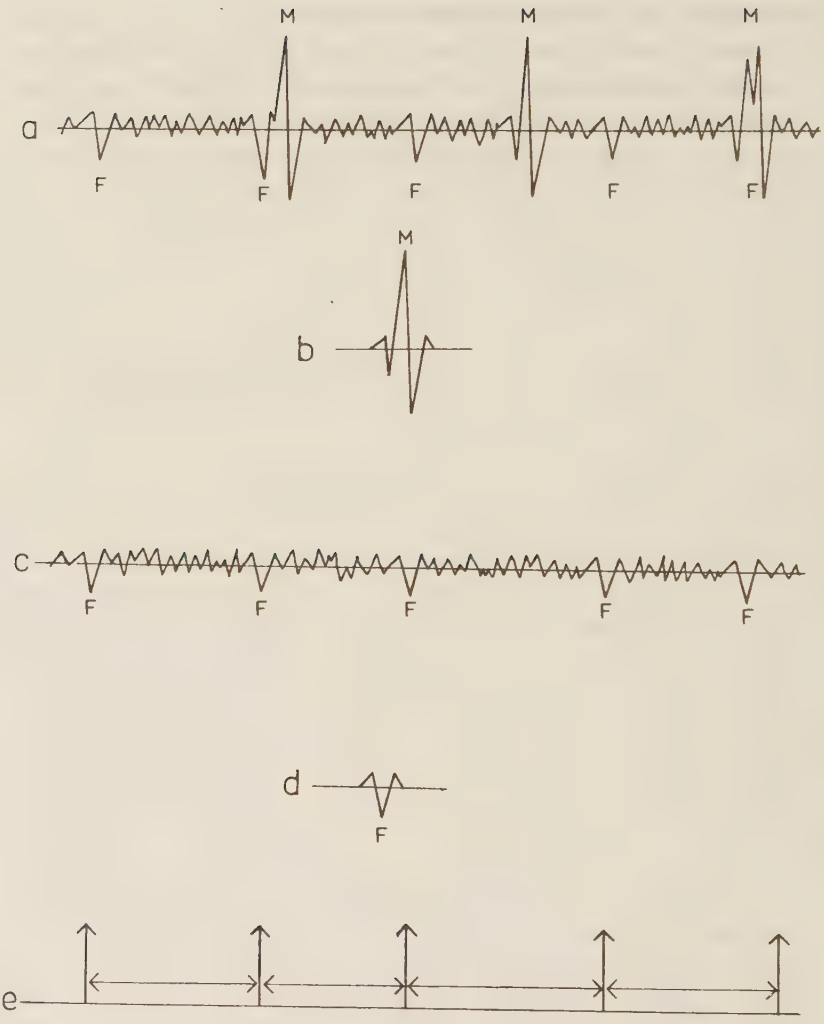

Abb.13: Gewinnung der instantanen FHF mittels Korrelationsanalyse
a: abdominales Signal (F,M: fetale, maternale Impulse)
b: Muster der Signalform des maternalen QRS-Komplexes
c: abdominales Signal nach Subtraktion von b
d: Muster der Signalform des fetalen QRS:Komplexes
e: Die Maxima der Korrelationsfunktion an den Stellen größter übereinstimmung zwischen d und c (Pfeile) bilden die Impulse zur Berechnung der Intervalldauer bzw der FHF.

3. METHODIK

3.1. DATENGEWINNUNG

Bei 19 Patientinnen im Alter von 20 - 35 Jahren wurde in der Eröffnungsphase der Geburt nach Eröffnung oder spontanem Sprung der Fruchtblase sowohl das abdominale EKG von der Bauchdecke der Mutter = aECG als auch das direkte EKG von der Kopfschwarte des Kindes = dECG abgeleitet. Die Auswahl der Patientinnen erfolgte nicht nach bestimmten Kriterien, ihre Zustimmung und die organisatorische Durchführbarkeit des Versuchs zu dem jeweiligen Zeitpunkt waren die einzigen Voraussetzungen (s.3.1.1.). Die abdominalen Signale wurden, nachdem die optimalen Ableitungspunkte mit Hilfe von Saugelektroden ermittelt worden waren, mit Einmalklebeelektroden abgeleitet.
In allen Fällen befand sich der Fet in Schädellage.

Um die neue Technik der Siganlverarbeitung im Vergleich zu der bisher gebräuchlichen Methode beurteilen zu können, wurde das rohe, durch die Elektroden abgeleitete abdominale Signal, in dem sowohl die elektrischen Potentiale vom fetalen und maternalen Herzen als auch myoelektrische Potentiale von der mütterlichen Muskulatur enthalten sind, einem Kardiotokographen bisheriger Technik und simultan einem neuen, mit der Korrelationsanalyse arbeitenden Gerät zugeführt.
Als Vertreter der bisherigen Technik verwendeten wir einen Kardiotokographen vom Typ HP 8030 A der Firma Hewlett Packard = Gerät A, als Vertreter der Korrelationsanalyse ein Gerät vom Typ Perinatal Monitor der Firma Biotronics = Gerät B.
Voraussetzung für die vergleichende Beurteilung der von beiden Geräten simultan aufgezeichneten fetalen Herzfrequenzkurve war, daß beiden Geräten ein möglichst identisches abdominales Signalgemisch zur Verarbeitung zugeleitet wurde. Da die Amplitude der einzelnen

elektrischen Potentiale von der Plazierung der Elektroden abhängig ist, konnte das abdominale Signal nicht mittels zweier Elektrodenpaare für jedes Gerät gesondert abgeleitet werden. Wir verwendeten nur ein Elektrodenpaar (Fundus- und suprapubische Elektrode) und führten das gewonnene Signal (simultan) beiden Kardiotokographen zu. Das war dadurch möglich, daß das unverarbeitete, lediglich durch den geräteigenen EKG-Vorverstärker verstärkte abdominale Signal auf der Rückseite jeden Gerätes mittels eines speziellen Steckers abgegriffen und dann dem Eingang des anderen Gerätes zugeführt werden konnte.
Das zweite Gerät erhielt also nicht das ursprüngliche, sondern das vom EKG-Vorverstärker des ersten Gerätes schon vorverstärkte EKG-Signal, das dann im zweiten Gerät durch dessen Vorverstärker noch einmal verstärkt wurde. Für die beiden Geräte bestanden demnach für die fetale R-Zackenerkennung nicht ganz dieselben Voraussetzungen.
Um einen eventuellen systematischen Fehler durch die unterschiedliche Verstärkerkonstellation verhindern und untersuchen zu können, wurde die Reihenfolge von Gerät A und B im Versuchsaufbau abgewechselt. Man erhielt also 2 Gruppen von Aufzeichnungen, bei der ersten Gruppe (Gruppe 1) erhielt Gerät B das bereits verstärkte Signal, bei der zweiten Gruppe (Gruppe 2) war es umgekehrt.
Gleichzeitig zu den beiden, aus dem abdominal abgeleiteten fetalen EKG berechneten Herzfrequenzkurven wurde, als Referenzsignal, das fetale EKG mittels Kopfschwartenelektrode direkt vom kindlichen Kopf abgeleitet und durch einen zweiten Kardiotokographen vom Typ HP 8030 A = Gerät 0 weiterverarbeitet (s.Abb.14).

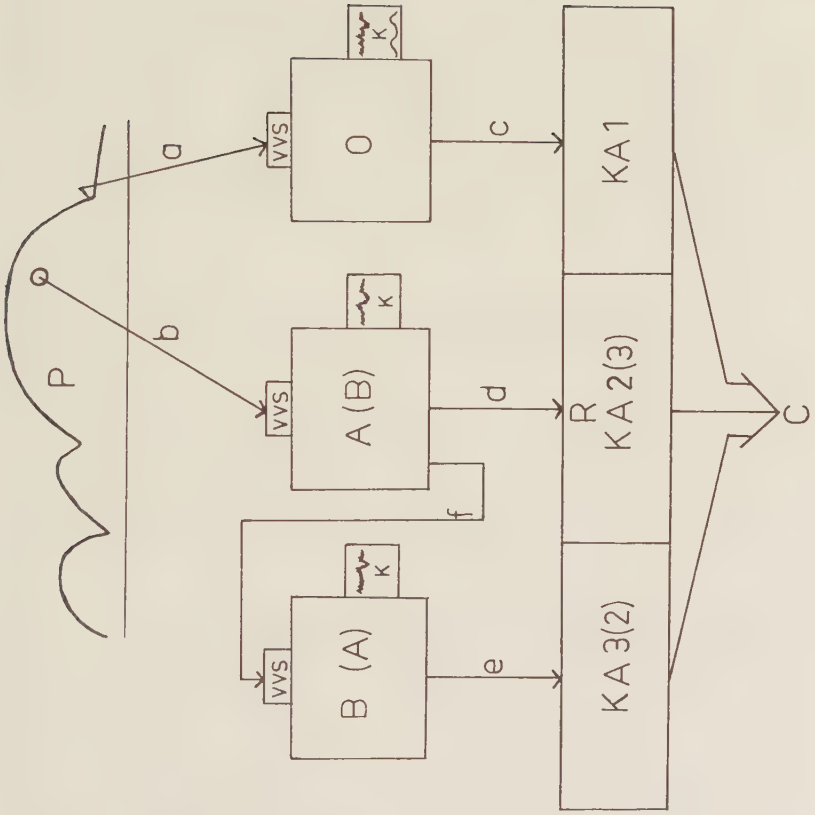

Abb.14: Schema des Versuchsaufbaus
(P: Patientin, A/B/O: Gerät A/B/O, C: Computer,
K: Herzfrequenzkurve, KA1/2/3: Kanal 1/2/3 des Rekorders,
R: Datenrekorder, VVS: EKG-Vorverstärker, a: direktes EKG,
b: abdominales EKG, c/d/e: Quittungssignale von Gerät O/A/B,
f: verstärktes abdom. Signal). Die Angaben in Klammern
beziehen sich auf den Versuchsaufbau bei Gruppe 2.

Die kindliche Herzfrequenzkurve wurde also simultan von drei verschiedenen Kardiotokographen aufgezeichnet:

1) als Referenzkurve durch Gerät O nach direkter Ableitung von der kindlichen Kopfschwarte
2) eine Vergleichskurve berechnet durch Gerät A nach abdominaler Signalgewinnung
3) eine Vergleichskurve, mittels Korrelationsanalyse berechnet durch Gerät B, ebenfalls nach Ableitung des abdominalen EKGs

Die Herzfrequenzkurven wurden mit einer Papiervorlaufgeschwindigkeit von 2 cm pro Minute aufgezeichnet.
Gleichzeitig zu den Aufzeichnungen auf Papierstreifen wurden an speziellen Ausgängen an den Rückseiten aller drei Kardiotokographen die Quittungssignale abgegriffen und auf drei verschiedenen Kanälen eines FM-Datenrekorders vom Typ HP 3960 aufgezeichnet.
Diese Quittungssignale bestehen aus Rechteckimpulsen von +15 Volt, 100 msec bei den HP - Geräten, und +4,5 Volt, 180 msec beim "Perinatal Monitor" (s.Abb.15).
Sie werden erzeugt von jeder, vom jeweiligen Gerät als solche anerkannten oder von Gerät A substituierten fetalen R-Zacke. Jede kindliche Herzaktion, tatsächlich erkannt oder substituiert oder fälschlicherweise als solche akzeptiert, die vom Kardiotokographen für die Berechnung der instantanen Herzfrequenz verwerdet wird, wird also mit einem solchen Impuls quittiert.
Auf dem ersten Kanal des Rekorders wurden die Quittungssignale des direkt abgeleiteten fetalen EKGs, auf dem zweiten Kanal die Quittungssignale von Gerät A und auf dem dritten Kanal die Quittungssignale von Gerät B gespeichert (s.Abb.15).

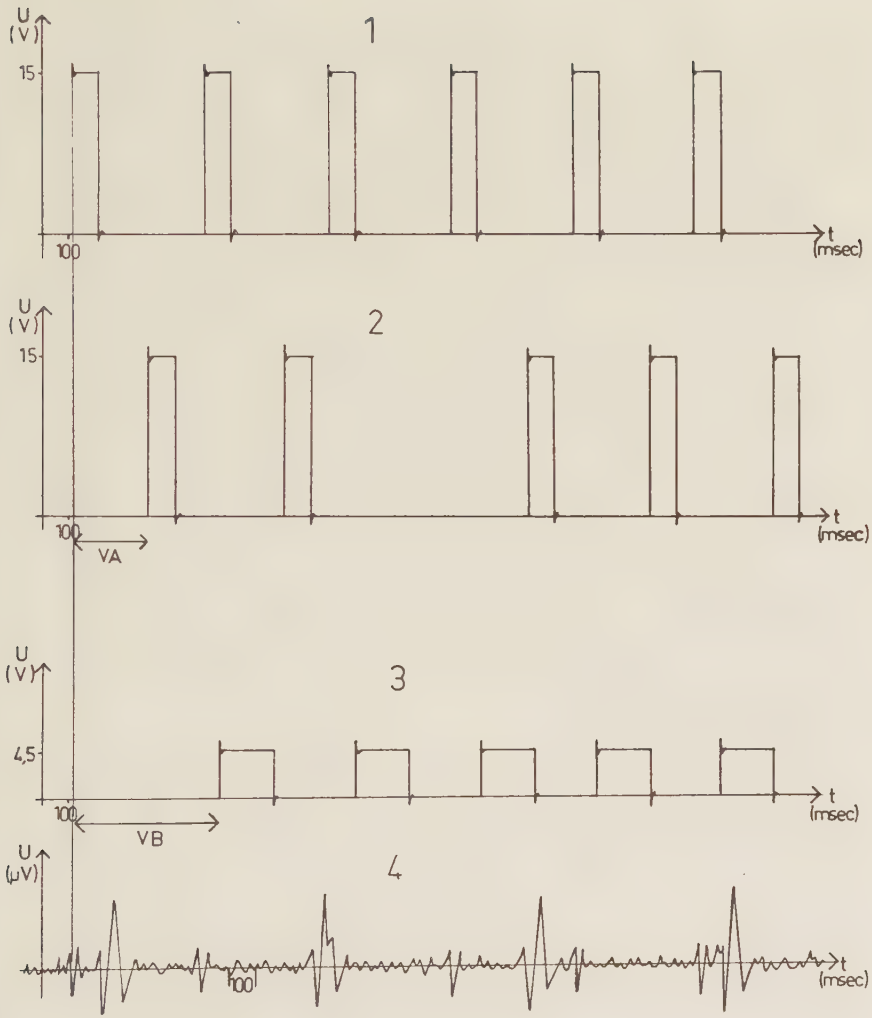

Abb.15: Darstellung der auf Kanal 1 (1), 2 (2) und 3 (3) gespeicherten Quittungssignale von Gerät 0, A und B. 4: korrespondierendes abdominales EKG; VA/B: Verzögerungszeit der Signale von Gerät A/B.

3.1.1. Problematik der Versuchsdurchführung

Für die simultane Registrierung und Speicherung von drei unterschiedlich gewonnenen fetalen Herzfrequenzkurven war ein beträchtlicher technischer Aufwand im Kreißsaal notwendig. Neben dem Kardiotokographen für die Ableitung des Kopfschwarten-EKGs mußten die beiden zu vergleichenden Geräte und der Datenrekorder bei der Patientin aufgebaut werden; alle Maschinen waren außerdem zur Signalübertragung untereinander verbunden.
Da viele Frauen durch die Atmosphäre eines medizinisch technisch gut ausgerüsteten Kreißsaals eingeschüchtert sind und ein gewisses Unbehagen fühlen, dazuhin noch durch die bevorstehende Geburt besonderen psychischen und physischen Belastungen ausgesetzt sind, war es nicht verwunderlich, daß es mehrere Patientinnen ablehnten, sich in fortgeschrittenem Geburtsstadium (das direkte EKG als Referenzsignal konnte ja erst nach dem Sprung der Fruchtblase abgeleitet werden) noch einer zusätzlichen Belastung auszusetzen und sich für das Experiment zur Verfügung zu stellen.
Weiterhin bereitete es große Schwierigkeiten, bei vollbelegtem Kreißsaal die Aufzeichnungen durchzuführen: In diesem Fall war es sowohl für die Patientinnen wie auch für das medizinische Personal eine gewisse Zumutung, in der allgemeinen Geschäftigkeit und auch Aufregung noch weitere, durch das Hereinbringen und den Aufbau der drei Maschinen unvermeidliche Unruhe zu verbreiten. Oft war es nicht einfach, die Geräte räumlich so unterzubringen, daß sie den Kreißsaalbetrieb nicht behinderten und die Patientinnen möglichst wenig belasteten. Mehrere Male gelang es nicht, einen HP 8030 A Kardiotokographen für die abdominale Registrierung zu erhalten, da alle vorhandenen Geräte bereits im Einsatz waren.
Ursprünglich geplant war, bei jeder Patientin über eine Dauer von 30 Minuten die fetalen Herzfrequenzkurven aufzuzeichnen. Dies erwies sich aber deshalb als

unmöglich, weil in wenigen Fällen die Zeit zwischen Blasensprung und Geburt des Kindes kürzer als 30 Minuten war oder weil erst relativ lange nach dem Blasensprung ein Kardiotokograph zur Verfügung gestellt werden konnte. Um möglichst viele Daten zu sammeln, hielten wir uns auch bei anderen Patientinnen nicht an eine Zeitgrenze, sondern führten die Aufzeichnungen fort, solange die Frauen damit einverstanden waren. In allen Fällen fühlten sich die Schwangeren durch die Klebeelektroden nicht mehr gestört, nachdem diese erst einmal angebracht waren, insofern war die Dauer der Registrierung kein Problem.

Eine zufällige Auswahl der Patientinnen war also nicht möglich, da sie durch zu viele Aspekte beeinflußt wurde. Waren alle organisatorischen Voraussetzungen erfüllt, war die Zustimmung der Kreißenden das einzige Auswahlkriterium.

3.2. AUSWERTUNG

Um eine Aussage über die klinische Anwendbarkeit der neuen Technik machen zu können, mußten die mit Hilfe der Korrelationsanalyse registrierten FHF-Kurven in Bezug auf folgende Parameter untersucht werden:

a) Quantität der Aufzeichnung bezüglich der Gesamtregistrierdauer
b) Qualität der Aufzeichnung bezüglich ihrer übereinstimmung in Baseline, Floatingline und Fluktuation mit der direkt gewonnenen Referenzkurve

3.2.1. Quantitativer Herzfrequenzkurvenvergleich

Die beiden aus dem abdominalen EKG berechneten Herzfrequenzkurven wurden im Vergleich zu der aus dem direkten fetalen EKG gewonnenen Kurve beurteilt.
Der Anteil der auswertbar aufgezeichneten Strecke jeder der beiden indirekt gewonnenen Kurven an der gesamten aufgezeichneten Strecke wurde mit Hilfe von Stechzirkel und Schublehre ausgemessen.
Nach Hammacher kann die Fluktuation einer Herzfrequenzkurve durch die Amplitude der Oszillationen und deren Frequenz beschrieben werden (27,31,35).
Da die Fluktuation der kindlichen Herzfrequenz für die Beurteilung des fetalen Zustandes von besonderer Bedeutung ist (28,35,44), kann eine Herzfrequenzkurve nur dann auswertbar sein, wenn die Fluktuation beurteilt werden kann. Dazu muß die instantane Herzfrequenz über mindestens eine Minute Dauer ununterbrochen aufgezeichnet sein.
Bei der Ausmessung der abdominalen Kurven wurden noch Aufzeichnungen mit Lücken von weniger als 1 mm (das entspricht einer Dauer von 3 sec) als ununterbrochen angesehen, bei denen die Fluktuation optisch noch

einwandfrei beurteilbar war.
Es wurden also alle mindestens eine Minute ununterbrochen aufgezeichneten Kurvenabschnitte jeder indirekt abgeleiteten Kurve gemessen, die einzelnen Abschnitte, in Minuten umgerechnet, addiert und in Bezug zur Gesamtdauer der Registrierung gesetzt (= relative Registriermenge).

3.2.2. Quittungsimpulszahlvergleich

Die auf Tonband gespeicherten Quittungssignale jedes Geräts, in Dauer und Spannungsamplitude bei beiden Geräten verschieden, wurden durch einen Impulsformer in einheitliche +5 Volt, 100 msec Rechteckimpulse umgewandelt.
Diese nun einheitlichen Signale konnten mit Hilfe eines speziell für diesen Fall angefertigten Interfaces in einen Microcomputer vom Typ TRS 80 der Firma Radio Shack Corporation eingelesen und mit einem für diesen Fall ausgearbeiteten Zeitmessprogramm verarbeitet werden.
Der genaue Zeitpunkt des Auftretens jedes einzelnen Impulses jedes Kanals wurde mit einer Meßgenauigkeit von 1 msec gemessen und auf Diskette gespeichert.
Die auf jedem Kanal vorhandenen Impulse wurden gezählt und der prozentuale Anteil der auf Kanal 2 und 3 gezählten an der Gesamtzahl der auf Kanal 1 gezählten Impulse berechnet (relative Registriermenge).

3.2.3. Statistische Untersuchung der Registrierquantität

Die statistische Verteilung der relativen Registriermengen jedes Gerätes wurden, für die manuelle wie auch für die elektronische Ermittlung der Aufzeichnungsquantität, durch die jeweilige Berechnung des arithmetischen Mittelwertes und der Standardabweichung untersucht.
Die Aufzeichnungsquantität beider Geräte wurde verglichen,

indem die Differenzen der relativen Registriermengen zwischen Gerät A und B bei jeder Patientin mit Hilfe des t-Tests für paarige Stichproben (t-Differenztest) verglichen wurde.

3.2.4. Einfluß des Versuchsaufbaus auf die Registrierquantität

Für die Untersuchung eines eventuellen Einflusses der unterschiedlichen EKG-Vorverstärker-Konstellation in Gruppe 1 und 2 (s.3.1.) auf die Registrierquantität von Gerät A bzw. B wurden die Differenzen der relativen Registriermengen zwischen Gerät A und B bei jeder Patientin der Gruppe 1 mit den Differenzen bei den Patientinnen der Gruppe 2 verglichen, indem mit Hilfe des t-Tests für unverbundene Stichproben die Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenzen aus beiden Gruppen verglichen wurden.

3.2.5. Qualitative Untersuchung der Kurvenverläufe

Neben der Irregularität der fetalen Herzfrequenz ist das Dezelerationsmuster des Kardiotokogramms für die Diagnose einer, besonders intrapartal auftretenden, kindlichen Hypoxie von größter Bedeutung (35,55,58). Auch die An- oder Abwesenheit von Akzelerationen läßt Rückschlüsse auf den fetalen Zustand zu (21,35,38).
Die Zahl der in den abdominal gewonnen FHF-Kurven eindeutig erkennbaren Dezelerationen bzw. Akzelerationen wurde mit der tatsächlichen Anzahl der in demselben Zeitabschnitt aufgetretenen Dips bzw. Akzelerationen verglichen. Diese tatsächliche Anzahl wurde aus der direkt gewonnenen Herzfrequenzkurve abgelesen.
Als eindeutig erkennbare Dips wurden alle Kurvenverläufe gewertet, bei denen ein kontinuierliches Absinken der

Floatingline unter die Baseline oder ein Ansteigen einer unter der Baseline liegenden Floatingline oder ein Kurvenverlauf unterhalb der Baseline während mindestens 30 sec ununterbrochen aufgezeichnet wurde. Bei der Zählung der Akzelerationen wurde genauso vorgegangen. Als ununterbrochen wurden wiederum auch Kurven angesehen, deren Kontinuität nur durch Lücken von weniger als 3 sec Dauer (1 mm Kurvenstrecke) unterbrochen war.
Der Anteil der von jedem der beiden Geräte eindeutig registrierten an der Zahl der tatsächlich aufgetretenen Dezelerationen bzw. Akzelerationen, sowie der jeweilige Anteil der richtig positiv oder falsch positiv aufgezeichneten an der Gesamtzahl der aufgezeichneten Dezelerationen bzw. Akzelerationen wurde berechnet und mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests untersucht.

3.2.6. Mikro- und Makrofluktuation

Als letztes wurden Mikro- und Makrofluktuation der beiden abdominalen Herzfrequenzkurven mit Mikro- und Makrofluktuation der direkten Kurve verglichen. Dazu wurde nach der Methode von De Haan (15,16) vorgegangen:
Wenn zwei aufeinanderfolgende R-R - Intervalle (Tn-1; Tn) keine Differenz aufweisen, und zweidimensional gegeneinander in ein Koordinatensystem eingetragen werden, liegt ihr Schnittpunkt auf der Regressionslinie, die unter einem Winkel von 45 Grad durch den Ursprung läuft.
Weisen aufeinanderfolgende Intervalle große Unterschiede auf (beat-to-beat-Intervalldifferenz), zeigt der Winkel zwischen dieser Geraden und der x-Achse (= Argument) große Variationen (s.Abb.16). Ändert sich die Länge der R-R - Intervalle langsam (Oszillationen, Akzelerationen, Dezelerationen), dann wird der Abstand vom Ursprung bis zum Schnittpunkt Tn-1; Tn (= Modulus) stark variieren (s.Abb.17).

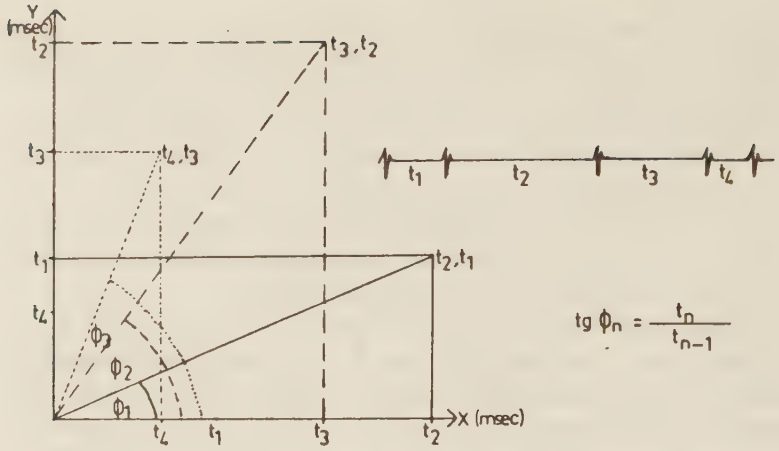

Abb.16: Starke Änderung des Winkels ϕ bei ausgeprägter Mikrofluktuation der FHF (t1-t4: Intervalldifferenzen).

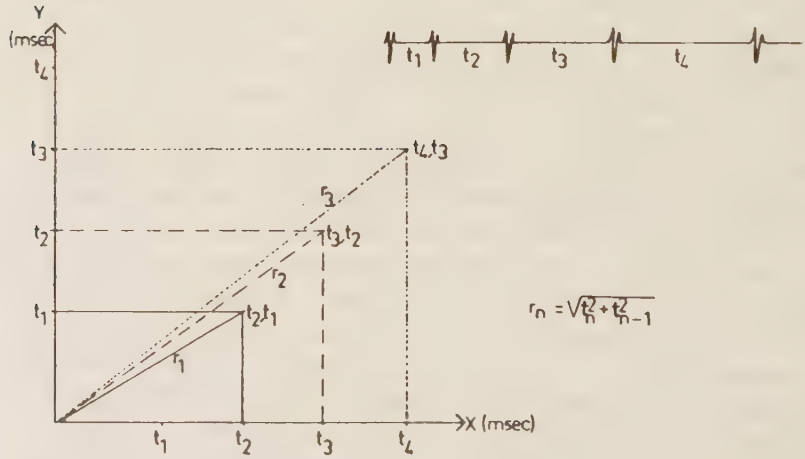

Abb.17: Starke Änderung des Modulus r, langsame Änderung der Intervalldifferenzen (t1-t4: Intervalldifferenzen).

Schnelle Variationen der R-R-Intervalle treten also als Veränderungen im Argument, langsame Variationen als Veränderungen des Modulus in Erscheinung.
Aus den von Gerät 0, A und B auf Kanal 1,2 und 3 registrierten Impulse wurden durch den Computer bei jeder Patientin über 200 zeitlich korrespondierende Herzperioden fortlaufend für jedes Intervall jedes Kanals Modulus und Argument berechnet. Bei Lücken in der Impulsfolge eines Kanals wurden die korrespondierenden Intervalle der anderen Kanäle ebenfalls nicht berücksichtigt.
Bedingt durch die unterschiedliche Rechentechnik der einzelnen Geräte wurden die kindlichen Herzaktionen mit einer ganz bestimmten Verzögerungszeit quittiert (s.Abb.15). Diese unterschiedlichen Verzögerungszeiten auf die Signale von Gerät 0, für Gerät A 272 msec und für Gerät B 540 msec, mußten bei der Zuordnung der korrespondierenden Intervalle berücksichtigt werden.
Für jede Patientin wurde an einer für die Kurve möglichst charakteristischen Stelle, an der sowohl Gerät A wie auch Gerät B eine optisch einwandfrei beurteilbare FHF-Kurve aufgezeichnet hatten, die Berechnung vorgenommen.
Die aus den Impulsabständen auf Kanal 2 bzw. 3 berechneten Moduli und Argumente wurden jeweils mit den Werten von Kanal 0 verglichen.
Das Maß der übereinstimmung von Mikro- und Makrofluktuation der Kurven von Gerät A bzw. B und der von Gerät 0 wurde durch den durchschnittlichen relativen Fehler RFA bzw. RFB ausgedrückt. Für die Berechnung dieser Fehlerquote wurde die Fläche unter den für jedes Gerät berechneten Werten bestimmt (s.Abb.18). Dabei war die Grund- oder Erwartungsfläche die Fläche unter den aus den Impulsabständen von Kanal 0 berechneten Modulus- bzw. Winkelwerten. Die Differenzfläche A errechnet sich aus dem Differenzbetrag zwischen den Werten von Gerät A und 0, die Differenzfläche B entsprechend aus dem Differenzbetrag zwischen den Werten von Gerät B und 0.

Den durchschnittlichen relativen Fehler erhält man als das Verhältnis von Differenzfläche A bzw Differenzfläche B zur Erwartungsfläche.

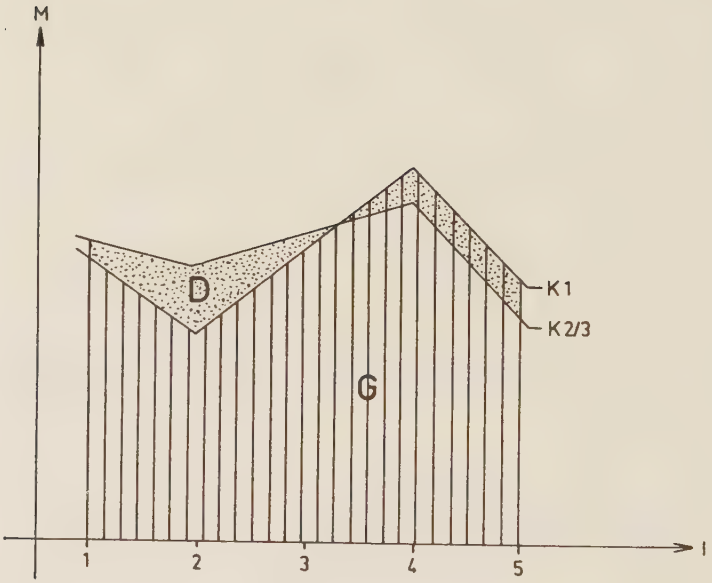

Abb.18: Relativer Fehler = D / G (D: Differenzfläche, G: Grundfläche, K1: Moduli berechnet aus den Intervallen auf Kanal 1, K2/3: Moduli berechnet aus den Intervallen auf Kanal 2 bzw 3.

4.ERGEBNISSE

4.1.QUANTITATIVER KURVENVERGLEICH

4.1.1. Vergleich der optisch auswertbaren Kurvenanteile

Bei 19 Patientinnen wurden FHF-Kurven simultan von Gerät O, A und B aufgezeichnet. Die durchschnittliche Registrierdauer betrug 39,4 Minuten bei Schwankungen der Aufzeichnungszeit von 3 Minuten (1 Patientin) bis 110 Minuten (1 Patientin).

Bei 3 Patientinnen lag die Registrierdauer aus technisch organisatorischen Gründen bei 10 Minuten und weniger. Nach Rücksprache mit dem Institut für medizinische Biometrie und Statistik der Universität Tübingen wurden diese Kurven in den statistischen Vergleich der Registriermengen beider Geräte nicht mit einbezogen, da bei einer derart kurzen Registrierzeit die Differenz zwischen Gerät A und B relativ überbewertet worden wäre und das Endergebnis womöglich verfälscht hätte. Aus demselben Grund wurden weitere 3 Kurven bei der statistischen Auswertung nicht berücksichtigt, bei denen weder Gerät A noch Gerät B überhaupt eine auswertbare Kurvenstrecke aufgezeichnet hatte. Es blieben 13 Kurven mit einer Registrierdauer von 34,5 - 110 Minuten, das sind bei einer mittleren FHF von 140 bpm 4830 - 15400 Herzaktionen.

Die grob optisch beurteilte Qualität der Herzfrequenzkurven in Bezug auf die Länge der auswertbaren Kurvenanteile war von Patientin zu Patientin sehr unterschiedlich. Ein deutlicher Unterschied zwischen den Aufzeichnungen von Gerät A und B war nicht zu erkennen (s.Abb.19-21).

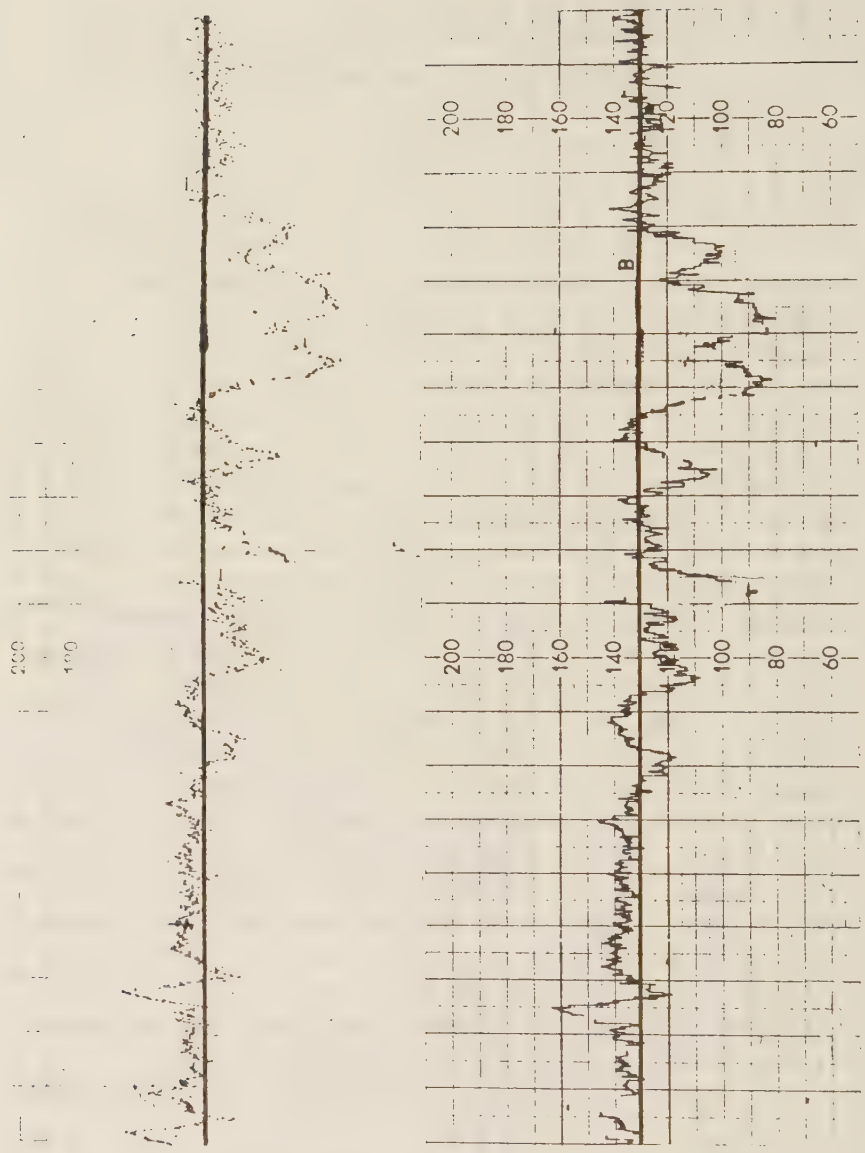

Abb.19: Abdominale FHF-Kurve, simultan aufgezeichnet von Gerät A (rechts) und Gerät B (links). B: Baseline der direkten Kurve.

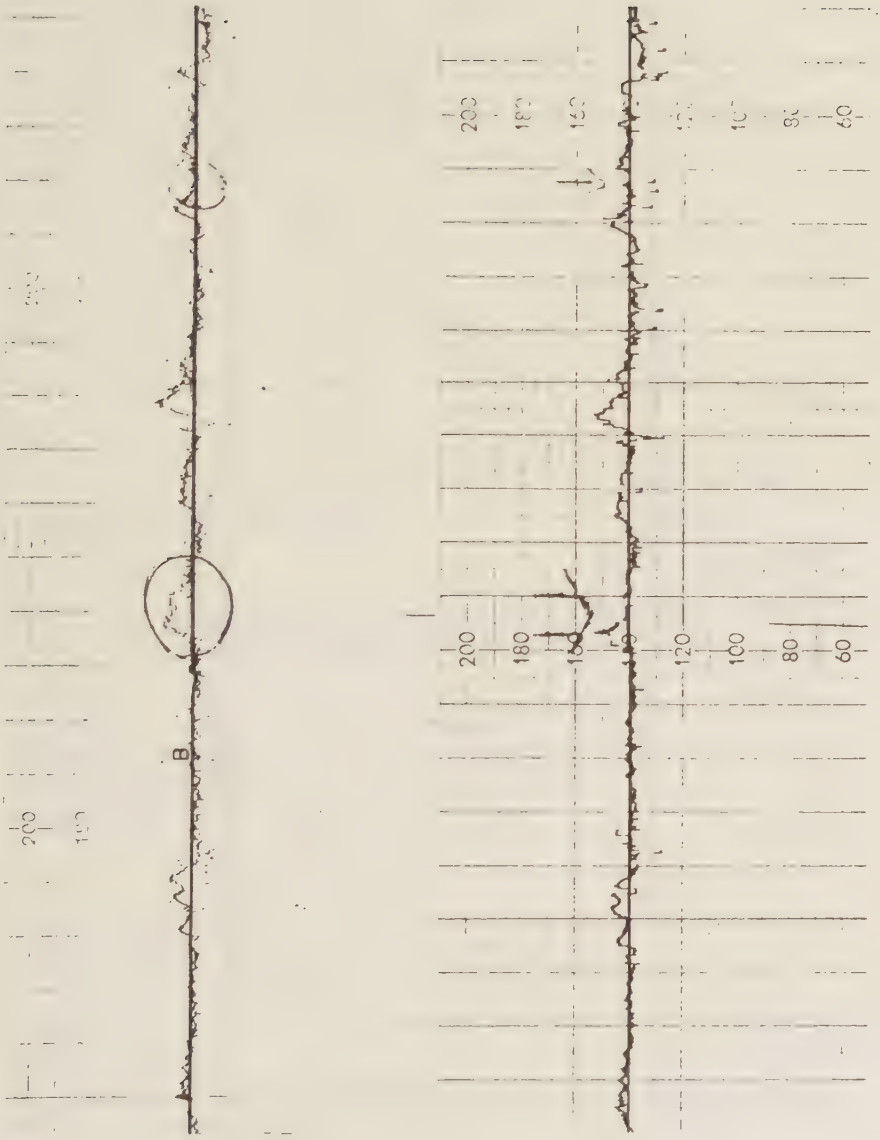

Abb.20: Abdominale FHF-Kurve, simultan aufgezeichnet von Gerät A (rechts) und Gerät B (links). B: Baseline der direkten Kurve.

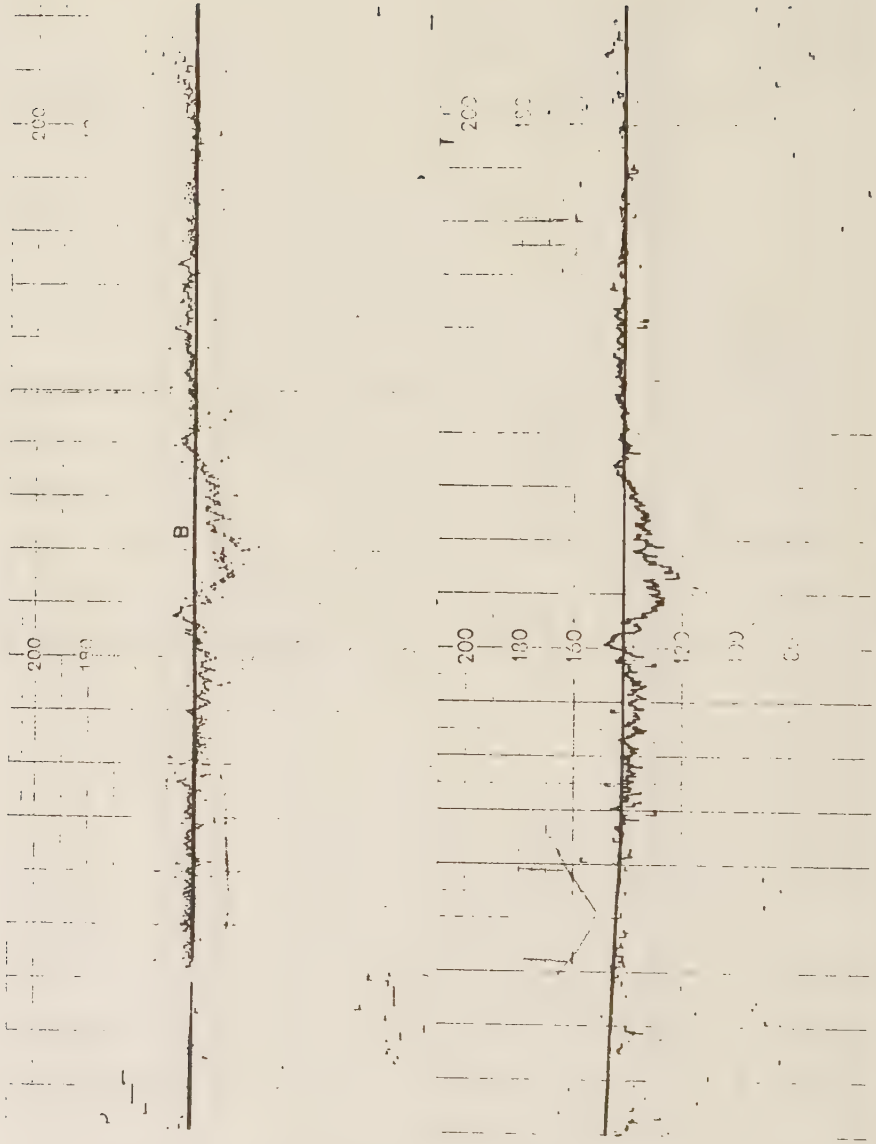

Abb.21: Abdominale FHF-Kurve, simultan aufgezeichnet von Gerät A (rechts) und Gerät B (links). B: Baseline der direkten Kurve.

Die Ausmessung der von jedem Gerät registrierten auswertbaren Kurvenanteile ergab ohne Berücksichtigung der 3 Aufzeichnungen mit einer Registrierdauer unter 10 Minuten und der 3 Aufzeichnungen mit einer relativen Registriermenge beider abdominaler Geräte von 0 % (s.Tab.1; Abb.22):

- eine Gesamtregistrierdauer von : 644 Minuten

- einen von Gerät A insgesamt registrierten auswertbaren Kurvenanteil A von : 336 Minuten
  relative Registriermenge A : 52,1 %

- einen von Gerät B insgesamt registrierten auswertbaren Kurvenanteil B von : 386 Minuten
  relative Registriermenge B : 60.0 %

Die durchschnittliche relative Registriermenge pro Patientin (s.Abb.24a) betrug:

bei Gerät A	53,1 %
Standardabweichung	s = 28.4
und bei Gerät B	60,3 %
Standardabweichung	s = 26,3

Die Differenz zwischen den relativen Registriermengen beider Geräte lag im Durchschnitt bei -8,19 % zugunsten von Gerät B, variierte aber sehr stark (s.Tab.1, Abb.23), was durch die große Standardabweichung von 18,28 deutlich wird (s.Abb.24a).
Der t-Differenztest ergab mit t = 1,6 bei q0.05 = 1,782, daß die Differenz zwischen den relativen Registriermengen von Gerät A und B nicht signifikant zugunsten von Gerät B verschoben war.

Tab.1 : QUANTITATIVER KURVENVERGLEICH

Pat.Nr.= Nummer der Patientin
GRD : Gesamtregistrierdauer
RMA/RMB : Registriermenge A/B
: auswertbare Kurvenstrecke A/B
RRMA/RRMB : relative RMA/RMB
: RMA/RMB bezüglich der GRD
DRA-B : Differenz zwischen relativer Registriermenge A
und relativer Registriermenge B
AM : arithmethisches Mittel
SA : Standardabweichung
Die Werte von den Patientinnen 7,13,14,15,18,19 wurden nicht berücksichtigt.

Pat. Nr.	GRD (min)	RMA (min)	RRMA (%)	RMB (min)	RRMB (%)	DRA-B (%)
1	52,0	8,8	17,0	16,0	30,7	-13,7
2	41,5	35,0	84,3	37,4	90,1	- 5,8
3	47,5	25,4	53,3	18,6	39,2	+14,3
4	43,0	20,1	46,7	28,8	66,9	-20,2
5	37,0	34,6	93,5	33,4	90,2	+ 3,3
6	38,0	25,2	66,3	24,1	63,4	+ 2,9
8	45,0	39,0	86,6	40,4	89,7	- 3,1
9	34,5	4,0	11,6	2,0	5,8	+ 5,8
10	63,5	15,0	23,6	50,1	78,9	-55,3
11	35,0	23,2	66,2	26,9	76,8	-10,6
12	62,0	34,2	55,1	41,6	67,1	-12,0
16	35,0	4,5	12,8	12,7	36,2	-23,4
17	110,0	67,0	60,9	54,6	49,6	+11,3
ges:	644,0	336,0	52,1	386,6	60,0	
AM :	49,5		52,1		60,3	-8,19
SA :	20,5		28,4		26,3	18,28

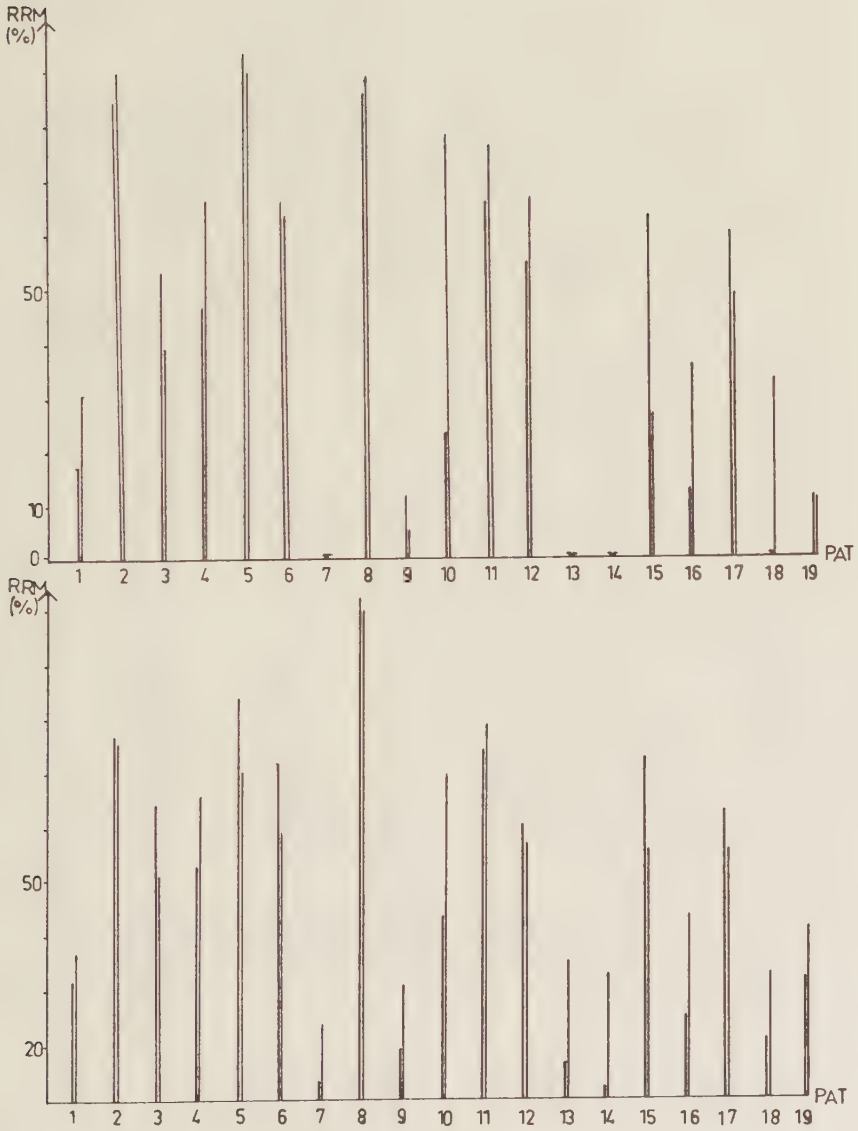

Abb.22: Relative Registriermengen RRM bei den einzelnen Patientinnen (Pat) von Gerät A (linke Säule) und Gerät B (rechte Säule) beim Kurvenvergleich (oben) und Impulszahlvergleich (unten).

4.1.2. Impulszahlvergleich

Die elektronische Zählung der Quittungsimpulse d.h. der von jedem der drei Geräte als solche registrierten Herzaktionen ergab wie bei der manuellen Kurvenausmessung, daß Gerät A und B von Patientin zu Patientin sehr unterschiedliche Anteile der von Gerät 0 registrierten Anzahl an Herzaktionen aufgezeichnet hatten. Die von Gerät 0 aufgezeichneten Gesamtimpulszahlen reichten von 329 - 16049 Schlägen pro Patientin. Bei 2 Patientinnen wurde eine Gesamtzahl von 1000 Schlägen nicht erreicht. Da diese beiden Aufzeichnungen bei einer durchschnittlichen Impulszahl von 4910 relativ überbewertet worden wären, wurden sie bei der Auswertung nicht berücksichtigt.
Es blieben 17 Aufzeichnungen mit einer Impulszahl von 1110 bis 16049 pro Patientin (s.Tab.2; Abb.22).

Insgesamt wurden gezählt:

- auf Kanal 1 (dECG) : 92 351 Impulse = 100 %
- auf Kanal 2 (aECG A) : 50 100 Impulse = 54,24 %
- auf Kanal 3 (aECG B) : 52 535 Impulse = 56,88 %

Im Durchschnitt wurden bei jeder Patientin, in Bezug auf die Anzahl der Impulse auf Kanal 0, gezählt (RRM) (s.Abb.24b):

- auf Kanal 2 (aECG A) : 52,46 % , s = 28,12
- auf Kanal 3 (aECG B) : 56,81 % , s = 20,99

(s = Standardabweichung)

Tab.2 : IMPULSZAHLVERGLEICH

Pat.Nr.= Nummer der Patientin
GRM : Gesamtzahl der Quittungsimpulse auf Kanal 1
RM2/3 : Registriermenge = Anzahl der Quittungsimpulse auf Kanal 2/3
RRM2/3 : relative Registriermenge von Kanal 2 (A) / 3 (B): RM2/3 bezüglich GRM.
DRM2-3 = Differenz zwischen relativer Registriermenge 2(A) und 3(B): RRM2 - RRM3
AM = arithmethisches Mittel
SA = Standardabweichung
Die Werte von Patientin 18 und 19 wurden nicht berücksichtigt.

Pat. Nr.	GRM (Impulse)	RM2 (Impulse)	RRM2 (%)	RM3 (Impulse)	RRM3 (%)	DRM2-3 (%)
1	6819	2194	32,17	2526	37,04	- 4,87
2	5729	4420	77,15	4371	76,29	+ 0,86
3	5269	3407	64,66	2727	51,75	+12,91
4	5616	3019	53,75	3737	66,54	-12,79
5	5188	4398	84,77	3678	70,89	+13,85
6	5322	3844	72,22	3171	59,58	+12,64
7	3812	515	13,51	942	24,71	-11,2
8	3304	3402	102,96	5331	100,81	+ 2,15
9	4788	918	19,17	1491	31,14	-11,97
10	7640	3356	43,92	5382	70,44	-26,52
11	3897	2924	75,03	3097	79,47	- 4,44
12	7998	4860	60,76	4586	57,33	+ 3,43
13	4073	664	16,30	1449	35,57	-19,27
14	2082	259	12,44	716	34,39	-21,95
15	1110	824	74,23	626	56,39	+17,83
16	3655	933	25,52	1616	44,21	-18,69
17	16049	10163	63,32	9089	56,63	+ 6,69
ges:	92351	50100	54,24	52335	56,88	
AM:	4910		52,46		56,81	- 3,60
SA:	3457		28,12		20,99	13,82

Die Differenzen zwischen den relativen Registrieranteilen beider Geräte bei den einzelnen Patientinnen reichten von + 17,83 % für Gerät A bis - 26,52 % für Gerät B (s.Tab.2,Abb.23).

Im Schnitt lag die Diffenz zwischen beiden Geräten bei -3,60 % zugunsten von Gerät B mit einer Standardabweichung von 13,82 (s.Abb.24b).

Der t-Differenztest ergab mit t = 1,07 mit q0,05 = 1,746, daß sich beide Geräte im relativen Registrieranteil bezüglich der Registriermenge von Gerät O nicht signifikant voneinander unterschieden.

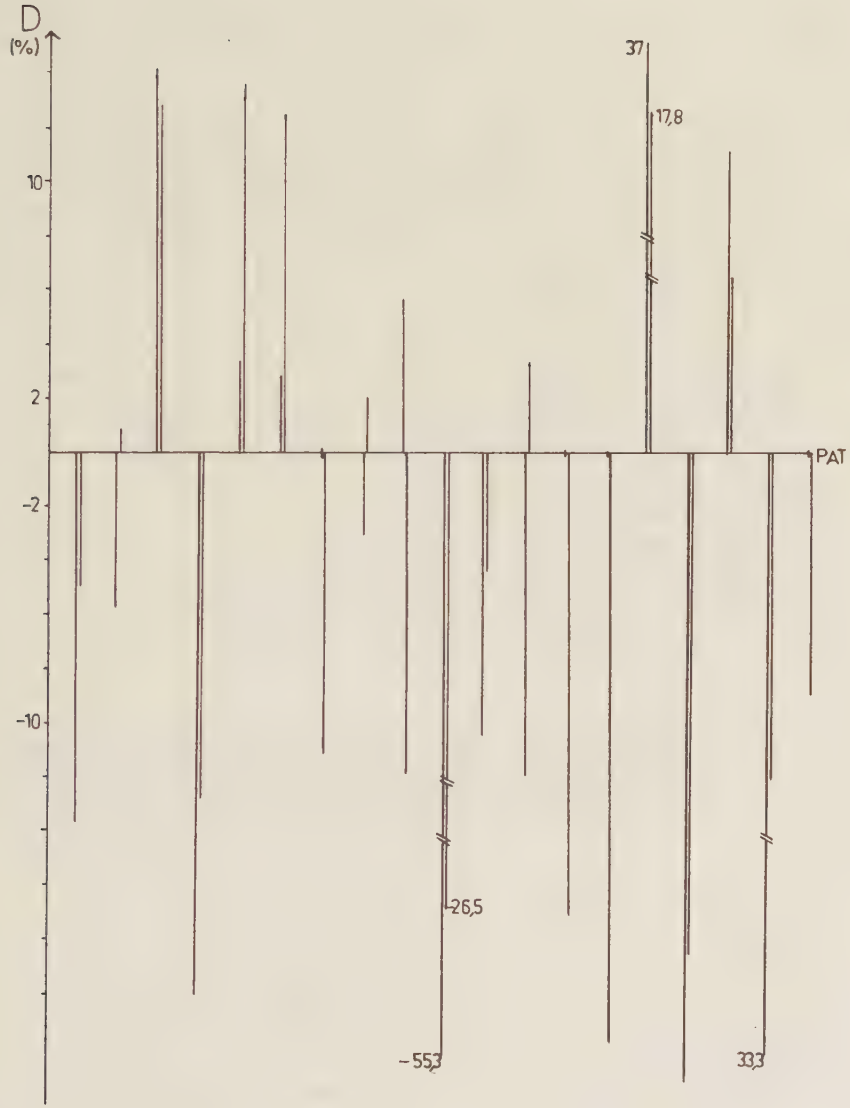

Abb.23: Differenzen D zwischen den relativen Registriermengen von Gerät A und B bei den einzelnen Patientinnen (Pat) beim Kurvenvergleich (linke Säule) und beim Impulszahlvergleich (rechte Säule).

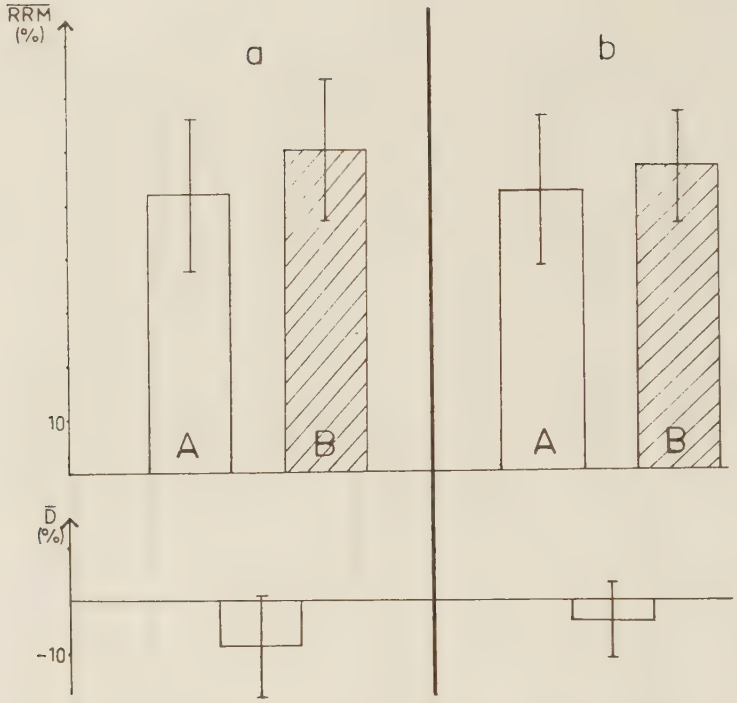

Abb.24: Durchschnittliche relative Registriermenge pro Patientin von Gerät A und B (A/B) oben und durchschnittliche Differenz zwischen den relativen Registriermengen beider Geräte unten beim Kurvenvergleich (a) und beim Impulszahlvergleich (b).

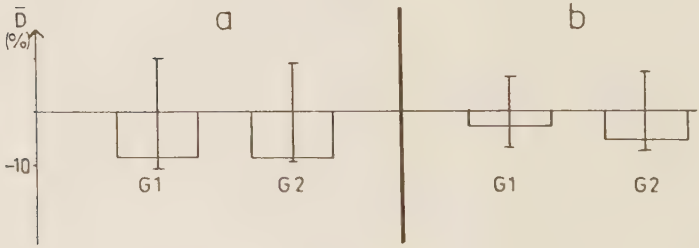

Abb.25: Durchschnittliche Differenz zwischen den relativen Registriermengen von Gerät A und B in Gruppe 1 und 2 (G1,G2) beim Kurvenvergleich (a) und beim Impulszahlvergleich (b).

4.1.3. Einfluß der EKG - Vorverstärkung

Für die Untersuchung eines eventuellen Einflusses der für beide Geräte unterschiedlichen EKG - Vorverstärkung auf deren Registrierquantität wurde bei 10 Patientinnen = Gruppe 1 das abdominale Signal erst Gerät A und dann, schon verstärkt, Gerät B zugeleitet, bei 9 Patientinnen = Gruppe 2 erhielt Gerät B das rohe abdominale und Gerät A das bereits vorverstärkte Signal.
Wie bei der quantitativen Kurvenauswertung und Impulszählung wurden, um eine Verfälschung des Ergebnisses durch relativ überbewertete Aufzeichnungen zu vermeiden, diejenigen Kurven mit einer Gesamtregistrierdauer von weniger als 10 Minuten oder einer Nullregistrierung beider abdominaler Geräte und diejenigen Aufzeichnungen mit einer Gesamtimpulszahl auf Kanal 1 von weniger als 1000 Impulsen für den statistischen Vergleich der Registriermenge beider Geräte in Gruppe 1 und 2 nicht berücksichtigt. Es blieben für den Kurvenvergleich in Gruppe 1 9 Patientinnen, in Gruppe 2 4 Patientinnen. Für den Impulszahlvergleich blieben in Gruppe 1 10 Patientinnen und in Gruppe 2 7 Patientinnen.

Für GRUPPE 1 ergab sich (s.Tab.3):

- Gesamtregistriermenge : 402,0 min / 53 487 Impulse

- Registriermenge A (Kanal 2): 207,1 min / 29 473 Impulse

  relative Registriermenge A : 51,5 % / 56,42 %

- Registriermenge B (Kanal 3): 250,8 min / 31 356 Impulse

  relative Registriermenge B : 62,3 % / 60,19 %

Im Mittel registrierte :

Gerät A:	53,6 %	/	56,42 %
Gerät B:	61,6 %	/	58,91 %

Die Differenz der relativen Registriermengen beider Geräte betrug im Schnitt (s.Abb.27):

beim Kurvenvergleich	-7,97 % , s = 20,55
beim Impulszahlvergleich	-2,4 % , s = 13,42
jeweils zugunsten von Gerät B.	(s = Standardabweichung)

Für GRUPPE 2 ergab sich (s.Tab.3):

- Gesamtregistriermenge :	242,0 min	/	38 864 Impulse
- Registriermenge A (Kanal 2):	128,9 min	/	20 627 Impulse
relative Registriermenge A :	53,2 %	/	53,07 %
- Registriermenge B (Kanal 3):	135,8 min	/	21 179 Impulse
relative Registriermenge B :	56,1 %	/	54,49 %

Im Mittel registrierte :

Gerät A :	48,7 %	/	46,18 %
Gerät B :	57,4 %	/	57,99 %

Die Differenz der relativen Registriermengen beider Geräte betrug im Schnitt (s.Abb.27):

beim Kurvenvergleich :	- 8,67 % , s = 14,49
beim Impulszahlvergleich:	- 5,2 % , s = 15,31
jeweils zugunsten von Gerät B.	(s = Standardabweichung)

Der Vergleich der durchschnittlichen Differenz zwischen den relativen Registriermengen beider Geräte von Gruppe 1 mit der von Gruppe 2 durch den t-Test für unverbundene Stichproben erbrachte keinen signifikanten Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2.
t = 0,061, q0,05 = 1,796 beim Kurvenvergleich
t = 0,40, q0,05 = 1,752 beim Impulszahlvergleich

Der Vergleich der durchschnittlichen Registriermenge A bzw B in Gruppe 1 mit der in Gruppe 2 mit dem t-Test für unverbundene Stichproben ergab keinen signifikanten Unterschied in der Registrierquantität jedes Geräts zwischen beiden Gruppen.
tA = 0,10 / tB = 0,255, q0,05 = 1,796 beim Kurvenvergleich
tA = 0,91 / tB = 0,683, q0,05 = 1,752 beim Impulszahl-
vergleich

Es konnte also weder in der relativen Registriermenge jedes Gerätes noch in der Differenz der relativen Registriermengen beider Geräte ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 nachgewiesen werden. Infolgedessen kann davon ausgegangen werden, daß die unterschiedliche Vorverstärkung ohne Einfluß auf das Registrierergebnis war.

Tab.3 : REGISTRIERMENGEN IN GRUPPE 1 UND GRUPPE 2

AM A-B: arithmethisches Mittel der Differenzen zwischen den relativen Registriermengen von Gerät A undB
SA A-B: Standardabweichung der Verteilung der Differenzen zwischen den relativen Registriermengen von Gerät A und B

	Gruppe 1 (min)	Gruppe 1 (Impulse)	Gruppe 2 (min)	Gruppe 2 (Impulse)
Gesamt-registrier-menge	402	53487	242	38864
Gerät A absolut	207	29473	129	20627
Gerät A relativ	51,5%	56,42%	53,2%	53,1%
Gerät B absolut	251	31356	136	21179
Gerät B relativ	62,3%	60,19%	56,1%	54,5%
AM A - B	-7,97%	-2,4%	-8,7%	-5,2%
SA A - B	20,55	13,41	14,49	15,3

4.2. QUALITATIVE UNTERSUCHUNG

4.2.1. Untersuchung der Baseline

Bei der Untersuchung der Qualität des Kurvenverlaufs der abdominalen Kurven bezüglich seiner übereinstimmung mit dem Verlauf der Referenzkurve konnten nur diejenigen Aufzeichnungen berücksichtigt werden, bei denen sowohl von Gerät A als auch von Gerät B eine auswertbare Kurvenstrecke von mindestens einer Minute Dauer aufgezeichnet waren. Demzufolge konnten die Aufzeichnungen von nur 13 Patientinnen untersucht werden.

Beim optischen Vergleich beider abdominaler mit der direkten Kurve stimmte die Baseline der von Gerät A geschriebenen Kurvenstrecke immer mit der Baseline der direkten Kurve überein.
Bei der von Gerät B aufgezeichneten Kurve fand sich bei einer Patientin eine Abweichung der Baseline von der direkten Baseline über 18 Minuten, das sind 2,7 % der Gesamtregistrierdauer von 644 Minuten. Dabei war die Baseline um etwa 15 bpm zu niedrig, eine, von der tatsächlichen Fluktuation abweichende, Fluktuation war vorhanden (s.Abb.26). Die während dieses Frequenzabfalls gemessene mütterliche Pulsfrequenz betrug 76 pro Minute. Die Absenkung wie auch der Wiederanstieg der Basalfrequenz erfolgte kontinuierlich und nicht etwa abrupt oder nach einer Aufzeichnungslücke. Gerät A hatte während der gesamten Absenkung keine FHF-Kurve aufgezeichnet.

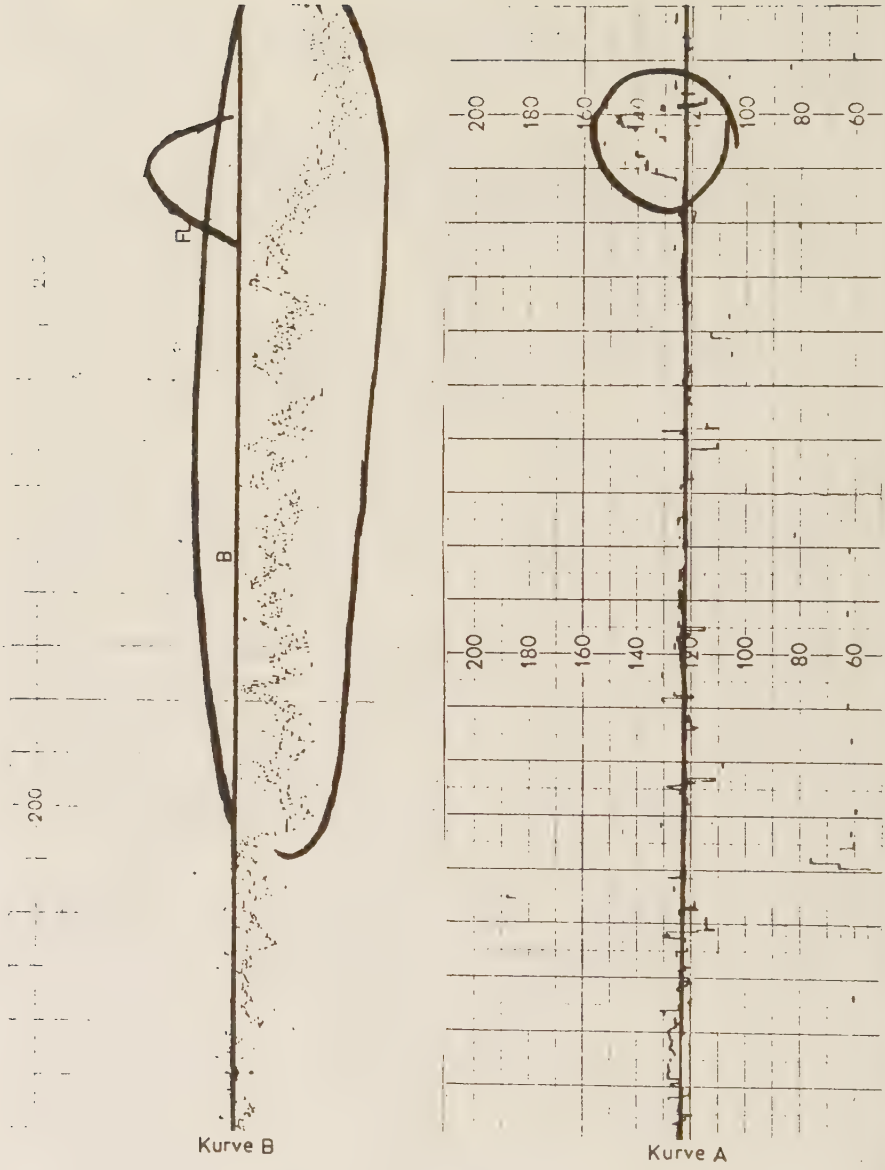

Abb.26: Kontinuierliches Absinken der Baseline der Kurve B (links) im Vergleich zu Baseline (B) und Floatingline (FL) der direkten Kurve.

4.2.2. Untersuchung der Floatingline

Insgesamt wurden von Gerät O 59 Dezelerationen und 78 Akzelerationen registriert (s.Tab.4).
Gerät A registrierte 47 Akzelerationen, von denen alle mit dem direkten Kurvenverlauf übereinstimmten.
Gerät B registrierte 49 Akzelerationen, 2 davon waren falsch positiv, also auf der korrespondierenden direkten Kurve nicht vorhanden.

Die Aufzeichnungen von Gerät A wiesen insgesamt 21 Dezelerationen auf, davon waren 20 Dips richtig und 1 Dip falsch positiv.
Bei den Kurven von Gerät B waren insgesamt 41 Dezelerationen erkennbar, davon waren nur 21 Dips richtig positiv. 20 der 41 mehr oder weniger deutlich aufgezeichneten (s.3.2.5.), oft verjitterten Dezelerationen waren in der Referenzkurve nicht vorhanden, also falsch positiv (s.Abb.23).
In nahezu allen Fällen, in denen Gerät B eine falsch postive Dezeleration registriert hatte, war von Gerät A überhaupt keine Herzfrequenzkurve aufgezeichnet worden.
Ein zeitlicher Zusammenhang der falsch positiven Dezelerationen mit der Wehenkurve war nicht erkennbar, ihre klinische Beurteilung wäre daher mit erheblichen Schwierigkeiten verbunden.

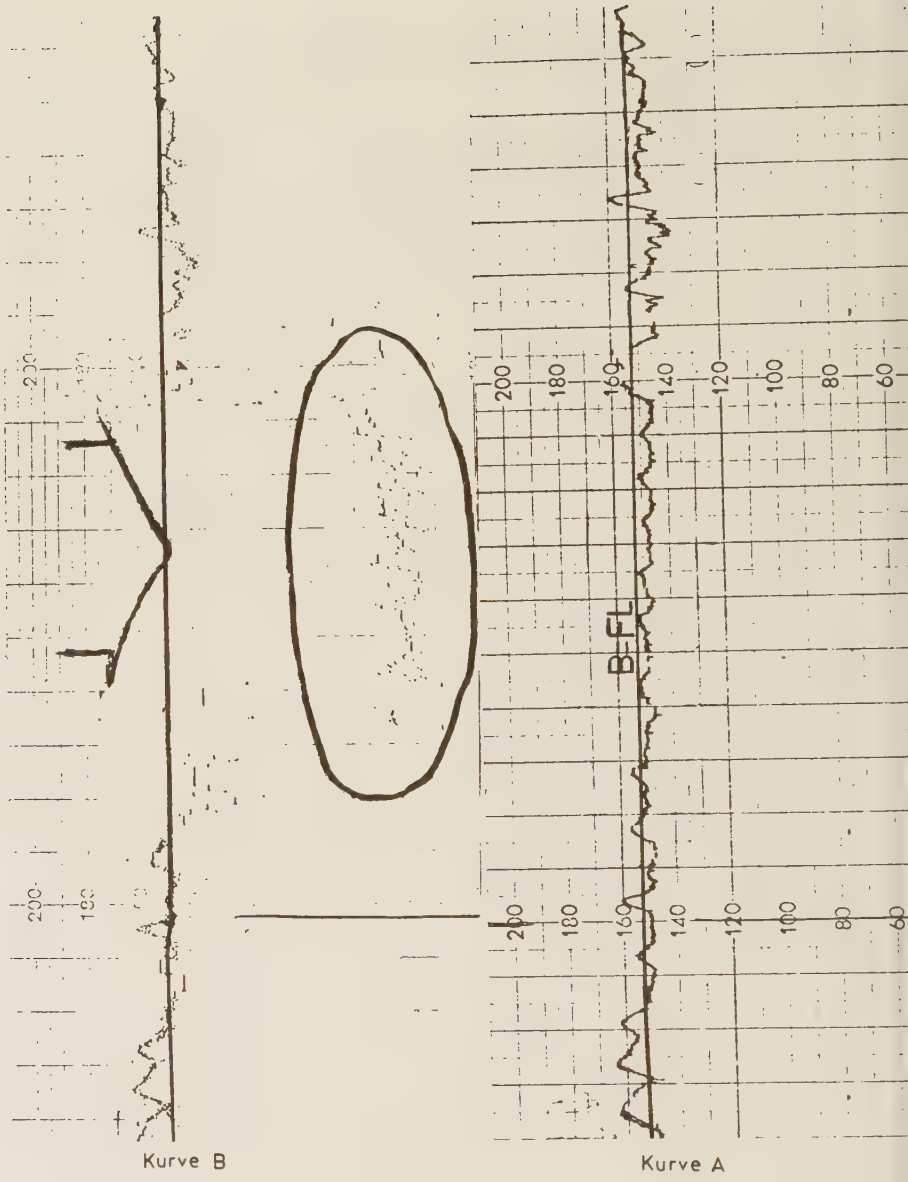

Abb.27: Falsch positive Dezeleration der Kurve B (links) im Vergleich zu Baseline (B) und Floatingline (FL) der direkten Kurve.

Überblick über den Floatinglinevergleich:

Akzelerationen, insgesamt: 78

Gerät A:	richtig positiv:	47	falsch positiv:	0
Gerät B:	richtig positiv:	47	falsch positiv:	2

Dezelerationen, insgesamt: 59

Gerät A:	richtig positiv:	20	falsch positiv:	1
Gerät B:	richtig positiv:	21	falsch positiv:	20

Bei der statistischen Untersuchung der Auftrittswahrscheinlichkeiten von richtig positiv registrierten Dips in Bezug auf die Gesamtzahl der vom jeweiligen Gerät registrierten Dips mit dem Chi-Quadrat-Test ergab sich mit

$x^2 = 12,03,$

$q0.05 = 3.84$

ein hochsignifikanter Unterschied. Demnach ist die Wahrscheinlichkeit, daß eine von Gerät A aufgezeichnete Dezeleration richtig positiv ist, signifikant höher als bei einer von Gerät B registrierten Dezeleration.

Für die Auftrittswahrscheinlichkeit der Akzelerationen ergab sich beim Chi-Quadrat-Test mit

$x^2 = 1,959$

$q0,05 = 3,84$

kein signifikanter Unterschied zwischen Gerät A und B.

Tab.4 : QUALITATIVER KURVENVERGLEICH

Pat.Nr.: Nummer der Patientin
D : Anzahl der tatsächlich aufgetretenen Dezelerationen
DA/B : Anzahl der auf den Kurven von Gerät A/B erkennbaren Dezelerationen
RA/B : Anzahl der richtig positiven Dezelerationen der Kurven von Gerät A/B
FA/B : Anzahl der falsch positiven Dezelerationen der Kurven von Gerät A/B
A : Anzahl der tatsächlich aufgetretenen Akzelerationen
AA/B : Anzahl der auf den Kurven von Gerät A/B erkennbaren Akzelerationen
rA/B : Anzahl der richtig positiven Akzelerationen der Kurven von Gerät A/B
fA/B : Anzahl der falsch positiven Akzelerationen der Kurven von Gerät A/B

Pat.	D	DA	RA	FA	DB	RB	FB	A	AA	rA	fA	AB	rB	fB
1	3	2	2	0	5	2	3	-	-	-	-	-	-	-
2	-	-	-	-	1	-	1	-	-	-	-	-	-	-
3	10	4	4	-	5	5	-	2	2	2	-	2	2	-
4	2	-	-	-	1	1	-	-	-	-	-	-	-	-
5	-	-	-	-	1	-	1	3	1	1	-	1	1	-
6	6	3	3	-	4	2	2	17	16	16	-	13	13	-
7	1	-	-	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	-
8	4	3	3	-	3	2	1	8	8	8	-	7	7	-
9	-	-	-	-	1	-	1	-	-	-	-	-	-	-
10	2	-	-	-	1	-	1	9	4	4	-	5	4	1
11	9	8	8	-	7	7	-	9	6	6	-	9	9	-
12	3	-	-	-	6	-	6	1	-	-	-	2	1	1
13	1	-	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-	-	-
14	1	-	-	-	2	-	2	5	-	-	-	-	-	-
15	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
16	11	-	-	-	1	1	-	-	-	-	-	-	-	-
17	2	1	1	-	2	1	1	21	10	10	-	10	10	-
18	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
19	-	1	-	1	1	-	1	-	-	-	-	-	-	-
ges:	59	21	20	1	41	21	20	78	47	47	-	49	47	2

4.2.3. Untersuchung der Fluktuation

Da der Vergleich von Mikro- und Makrofluktuation der von Gerät A und Gerät B registrierten Herzfrequenzkurven nur an korrespondierenden Kurvenstellen mit optisch einwandfrei beurteilbarer Aufzeichnungsqualität sinnvoll war, konnten die Kurven von 6 Patientinnen für die Untersuchung der Fluktuation nicht berücksichtigt werden, da sie entweder keine oder keine korrespondierenden Kurvenabschnitte enthielten, an denen die Aufzeichnungen beider Geräte optisch gut beurteilbar waren.
Aus den Aufzeichnungen von den bleibenden 13 Patientinnen wurden durch den Computer die Abstände zwischen den einzelnen Quittungsimpulsen jedes der 3 Kanäle berechnet und dann aus 200 korrespondierenden Herzperioden der 3 Kanäle nach der Formel von De Haan (s.3.2.6.) für jeden Kanal die entsprechenden Werte für die Beurteilung der Mikrofluktuation und der Makrofluktuation berechnet (s.Abb.28,29).

Der Vergleich der Mikrofluktuation der abdominal registrierten Impulse auf Kanal 2 bzw 3 mit der Mikrofluktuation der Impulse auf Kanal 1 ergab einen durchschnittlichen relativen Fehler

der Werte von Kanal 1 (Gerät A) von 0,47 % und
der Werte von Kanal 2 (Gerät B) von 0,51 % .

Die Differenzen zwischen den relativen Abweichungen von Gerät A und B bei jeder Patientin schwankten von -1,599 % bis +0,921 mit einem Durchschnittswert von -0,04 % und einer Standardabweichung von 0,55.

Die Untersuchung der Differenzen zwischen den relativen Fehlern von Gerät A und B mit dem t-Differenztest ergab mit t = 0,26, q0,05 = 1,782 keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Geräten bezüglich der

relativen Abweichung der Mikrofluktuation ihrer Kurven zu der von Gerät 0.

Bei der Untersuchung der Übereinstimmung der Makrofluktuation der beiden abdominalen mit der direkten Kurve stellte sich heraus:
ein durchschnittlicher relativer Fehler

der Werte von Kanal 2 (Gerät A) von 0,25 % , s = 0,052
der Werte von Kanal 3 (Gerät B) von 0,25 % , s = 0,071

Der direkte Vergleich beider abdominaler Kurven durch die Untersuchung der Differenzen zwischen den relativen Fehlern beider Geräte ergab eine durchschnittliche Differenz zwischen Gerät A und B von 0,004 % mit einer Standardabweichung von 0,05. Auch diese Differenz war zu gering, um beim t-Differenztest mit t = 0,22 ; q0,05 = 1,782 ein signifikantes Ergebnis zu liefern.

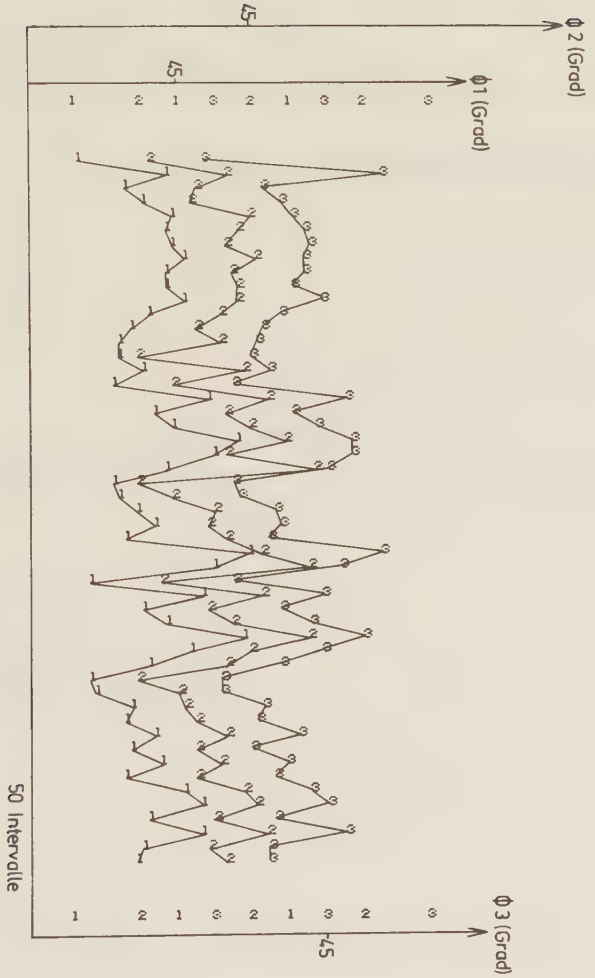

Abb.28: Darstellung des Arguments Φ über 50 Intervalle nach De Haan.
1-1/2-2/3-3: Winkelwerte von Kanal 1/2/3.

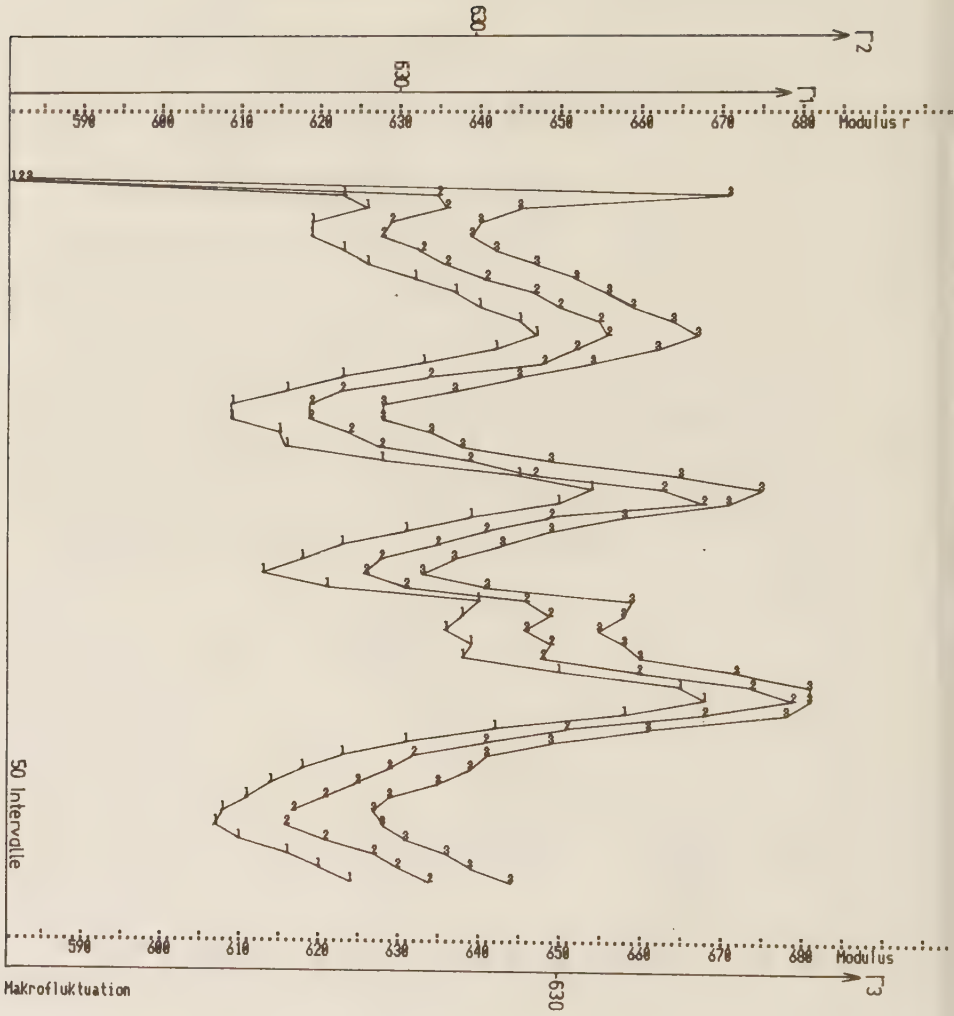

Abb.29: Darstellung des Modulus r über 50 Intervalle nach De Haan.
1-1/2-2/3-3: Moduluswerte von Kanal 1/2/3.

5. DISKUSSION

Die Bedeutung der abdominalen fetalen Elektrokardiotokographie liegt vor allem in der überwachung des kindlichen Zustandes in den letzten Schwangerschaftswochen und während der Geburt (23,38,47). Obwohl die Signale vom kindlichen Herzen nach der 34. Schwangerschaftswoche normalerweise kontinuierlich an Stärke zunehmen (47), gelingt es mit der bisherigen Methode der fetalen R-Zacken-Erkennung nicht in allen Fällen, nach abdominaler Ableitung des fetalen EKGs, eine einwandfreie Registrierung der FHF-Kurve zu erhalten. Auf der Suche nach neuen, besseren Möglichkeiten einer möglichst lückenlosen Aufzeichnung der fetalen Herzfrequenzkurve vor und während der Geburt wurde ein Gerät entwickelt, welches nach abdominaler EKG-Ableitung mit Hilfe der Korrelationsanalyse den kindlichen QRS-Komplex erkennt und aus den einzelnen R-R-Intervallen die instantane kindliche Herzfrequenz berechnet.
Die Untersuchung eines mit der Korrelationstechnik ausgestatteten Ultraschallkardiotokographen ergab eine gegenüber den Aufzeichnungen von Ultraschallgeräten bisheriger Technik deutlich verbesserte Kurvenqualität ohne Jitter. Die Ausfallzeit lag im Vergleich zum direkten EKG bei durchschnittlich 35 %, falsche Kurvenverläufe durch Registrierung der mütterlichen statt der kindlichen Herzfrequenz wurden beobachtet (62).
Die vergleichende Untersuchung eines mit der Korrelationstechnik ausgerüsteten abdminalen Elektrokardiotokographen (= Gerät B) mit einem abdominalen Elektrokardiotokographen bisheriger Technik (= Gerät A) ließ beim visuellen Vergleich der simultan aufgezeichneten Kurven keinen groben Unterschied erkennen.

Bei der manuellen Ausmessung der relativen Registrierquantität jedes Geräts in Bezug auf die

Gesamtregistrierdauer stellte sich heraus, daß Gerät A in 52,1 % und Gerät B in 60,0 % der Gesamtregistrierdauer eine optisch einwandfrei beurteilbare FHF-Kurve (s.3.2.1.) registriert hatten. Der Unterschied zwischen beiden Geräten bei den einzelnen Patientinnen, ausgedrückt durch die Differenz zwischen den relativen Registriermengen A und B, betrug im Durchschnitt -8,19 % zugunsten von Gerät B. Dieser Unterschied in der Registrierquantität war jedoch nicht signifikant.

Auch bei der elektronischen Zählung der bei beiden Geräten durch jede als solche erkannte fetale Herzaktion ausgelösten Quittungssignale in Bezug auf die Anzahl der Quittungssignale des simultan das direkte fetale EKG verarbeitenden Gerätes stellte sich heraus, daß Gerät B insgesamt und im Durchschnitt bei jeder einzelnen Patientin einen größeren Anteil an Herzschlägen registriert hatte, jedoch war auch hier die Differenz der relativen Registriermengen zwischen beiden Geräten nicht signifikant.
Bei dieser Zählung der Quittungsimpulse wurde nur die absolute Zahl der von jedem Gerät abgegebenen Impulse gezählt, es konnte jedoch nicht unterschieden werden, inwiefern diese Quittungsimpulse eine tatsächlich aufgetretene Herzaktion oder irgend ein anderes im abdominalen Signalgemisch enthaltenes Signal quittierten oder bei Gerät A die Quittierung einer vom Gerät selbst substituierten Herzaktion waren. Selbst bei guter Qualität des abdominal abgeleiteten EKG-Signals muß bei Gerät A davon ausgegangen werden, daß über 30 % der Quittungssignale durch substituierte Herzaktionen ausgelöst wurden (68), weil in diesen Fällen die fetalen mit den mütterlichen QRS-Komplexen zusammenfielen. Gerät B substituiert nicht, d.h. nur Signale, die von der Logik des Geräts als fetalen QRS-Komplex identifiziert werden, erzeugen ein Quittungssignal.
Demnach war die relative Registriermenge von Gerät B,

sowohl was den auswertbaren Kurvenanteil als auch die Zahl der Quittungssignale anbetraf, wenn auch nur gering größer als die von Gerät A, woraus man schließen könnte, daß die Erkennung der fetalen R-Zacke im abdominalen Signalgemisch durch Gerät B deutlich besser ist als durch Gerät A, vorausgesetzt, die Quittungsimpulse von Gerät B entsprechen tatächlichen fetalen R-Zacken und nicht vom Gerät als solche fehlgedeutete Impulsformen im abdominalen Signalgemisch. Sollte dies zu einem größeren Anteil der Fall sein, so müßte das bei der Untersuchung der Mikro- und Makrofluktuation auffallen.
Eine einseitige Bevor- oder Benachteiligung von Gerät B durch den Versuchsaufbau und die EKG-Vorverstärkung konnte ausgeschlossen werden, da der statistische Vergleich der Differenzen zwischen den relativen Registriermengen beider Geräte in Gruppe 1 mit den Differenzen in Gruppe 2 (s.3.1.) mit Hilfe des t-Tests keinen signifikanten Unterschied zwischen den Differenzen in Gruppe 1 und 2 ergab.
Eine bessere Signalerkennung durch Gerät B wäre für den klinischen Wert der ausgedruckten FHF-Kurven nicht von Bedeutung, solange sie nicht mit einer erkannbaren Zunahme der auswertbaren Kurvenstrecke oder einer deutlich besseren Registrierung der Floatingline oder der Fluktuation einherginge.

Der optische Vergleich von Baseline und Floatingline der abdominal abgeleiteten mit der korrespondierenden direkt abgeleiteten Kurve ergab, daß die von Gerät A registrierten auswertbaren FHF-Kurvenstrecken bis auf eine falsch positive Dezeleration in Baseline und Floatingline immer mit der direkten Kurve übereinstimmten.
Bei den Aufzeichnungen von Gerät B fanden sich einige, z.T.erheblich verjitterte, falsche Kurvenverläufe besonders in Bezug auf die Floatingline, aber auch die Basalfrequenz war in einem Fall fälschlicherweise über insgesamt 18 Minuten um ca 15 bpm nach unten verschoben,

wobei gleichzeitig die Floatingline und die Fluktuation nicht mit der tatsächlichen übereinstimmten.
Von 59 in der direkten Kurve erkennbaren Dezelerationen und 78 Akzelerationen registrierte Gerät A 20 Dips und 47 Akzelerationen, Gerät B 21 Dips und 47 Akzelerationen. Der große Unterschiede zwischen beiden Geräten bestand darin, daß Gerät A zusätzlich eine falsch positive Dezeleration und keine falsch positive Akzeleration aufzeichnete, die Kurven von Gerät B dagegen enthielten insgesamt noch 20 falsch positive Dezelerationen und 2 falsch positive Akzelerationen.
Fast in allen Fällen einer falschen FHF-Aufzeichnung durch Gerät B hatte Gerät A in der fraglichen Zeitspanne keine oder keine auswertbare Kurve registriert.
Es war also so, daß beide Geräte nur etwa 34 % der aufgetretenen Dezelerationen richtig registriert hatten, bei Gerät B stellten diese richtig positiven Dips jedoch nur etwa die Hälfte der Gesamtzahl der aufgezeichneten Dezelerationen dar, die andere Hälfte der Dips waren auf der direkten Kurve nicht erkennbar.
Es stellt sich die Frage nach der Ursache dieser großen Anzahl an falsch positiven Dezelerationen, zumal es sich bei den beobachteten falschen Kurvenverläufen praktisch immer um Herzfrequenzabsenkungen handelte. Das Gerät mußte im abdominalen Signal, dessen Qualität in den fraglichen Momenten wahrscheinlich nicht besonders gut war, da Gerät A bis auf wenige Fälle aussetzte, ein dem kindlichen QRS-Komplex ähnliches, sich wiederholendes, niedererfrequentes Signal gefunden haben. Sobald ein solches Signal von der Logik des Geräts als kindlichen QRS-Komplex akzeptiert worden wäre, hätte das Gerät die genaue Signalform als neues, korrigiertes Muster des kindlichen Impulses übernommen und das folgende abdominale Signalgemisch nach diesem neuen Muster abgesucht (52). Es ist vorstellbar, daß das Gerät bei einem schlechten abdominalen Signal die mütterlichen QRS-Komplexe als kindliche akzeptierte und infolgedessen die mütterliche

Herzfrequenzkurve mit einer unterhalb der kindlichen liegenden Frequenz registrierte. Ein solcher Vorgang könnte zwar die Mehrzahl, jedoch nicht alle falschen Kurvenverläufe, wie z.B. die langsam um etwa 15 bpm auf 105 bpm absinkende Basalfrequenz bei einer gleichzeitig gezählten mütterlichen Pulsfrequenz von 76 pro Minute, erklären.
Bei der heute allgemein anerkannten Bedeutung der Dezelerationen im ante- und besonders intranatalen Elektrokardiotokogramm für die Erkennung einer fetalen Belastung, ist eine FHF-Kurve, bei der man davon ausgehen muß, daß etwa die Hälfte der registrierten Dezelerationen in Wirklichkeit nicht aufgetreten sind, für eine gute überwachung des fetalen Zustandes nicht geeignet. Da man in der Klinik nie mit Sicherheit davon ausgehen könnte, daß eine aufgezeichnete oder auch nur in der Kurve verjittert angedeutete Dezeleration nicht der tatsächlichen fetalen Herzfrequenzkurve entspricht, müßten alle in der Kurve erkennbaren Dezelerationen in deren Beurteilung berücksichtigt werden, was zu falschen Diagnosen und unnötigen oder gar falschen therapeutischen Maßnahmen mit eventuellen Komplikationen führen könnte.
Im Hinblick auf die wenn auch nicht signifikant höhere Registrierquantität von Gerät B muß weiterhin noch bedacht werden, ob diese nicht zu einem großen Teil darauf zurückzuführen ist, daß Gerät B mehrmals eine, wenn auch falsche FHF-Kurve registrierte, während Gerät A in dieser Zeit aussetzte.

Die Untersuchung der Mikro- und Makrofluktuation der beiden abdominal abgeleiteten FHF-Kurven im Vergleich zur Mikro- und Makrofluktuation der simultan direkt abgeleiteten FHF-Kurve ergab für die Mikrofluktuation, daß der durchschnittliche relative Fehler der Kurven von Gerät A mit 0,469 % etwas geringer war als der der Kurven von Gerät B mit 0,507 %. Der Unterschied zwischen beiden Geräten diesbezüglich war jedoch nicht signifikant.

Insgesamt läßt sich sagen, daß die Mikrofluktuation beider abdominal abgeleiteten Kurven mit einem durchschnittlichen Fehler von nur ca 0,5 % sehr gut mit der Mikrofluktuation der direkt gewonnenen Kurve übereinstimmte.
Bei der Untersuchung der Makrofluktuation war das Ergebnis noch besser, der relative Fehler bezüglich der direkt abgeleiteten Kurve lag bei den Aufzeichnungen von Gerät A bei 0,254 %, bei denen von Gerät B bei 0,25 %. Der Unterschied zwischen Gerät A und B bezüglich des relativen Fehlers war mit einer durchschnittlichen Differenz von 0,004 % sehr gering.
Also auch die Makrofluktuation beider abdominal abgeleiteten FHF-Kurven stimmte mit einem relativen Fehler von etwa 0,25 % sehr gut mit der der direkt abgeleiteten Kurve überein.
Bei der Beurteilung der Fluktuation der registrierten Kurven muß noch bedacht werden, daß die vergleichende Untersuchung der Mikro- und Makrofluktuation nur an Kurvenausschnitten mit einer optisch einwandfreien FHF-Aufzeichnung von sowohl Gerät A als auch Gerät B vorgenommen werden konnte. Die Ausschnitte, in denen Gerät B eine von der direkten völlig differente Kurve registriert, Gerät A jedoch ausgesetzt hatte, blieben bei dieser Untersuchung unberücksichtigt. Es steht aber außer Zweifel, daß in den Zeitspannen einer bereits optisch eindeutig erkennbaren Abweichung der Kurve von Gerät B sowohl deren Mikro- als auch Makrofluktuation von der tatsächlichen Fluktuation der FHF erheblich abwich.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß bei einer gegenüber dem abdominalen Elektrokardiotokographen bisheriger Technik nicht signifikant verlängerten auswertbaren Kurvenstrecke von durchscnitlich 60,3 % und bei einer guten, wenn auch gegennüber dem alten Gerät nicht verbesserten Registrierung der Mikro- und Makrofluktuation durch den mit Korrelationstechnik ausgerüsteten abdominalen Elektrokardiotokographen, die Registrierung

der mittelfristigen FHF-Veränderungen nicht zufriedenstellend ist, da insbesondere die Registrierung der für die Diagnose bedeutungsvollen Dezelerationen deshalb sehr unzuverlässig ist, weil etwa 50 % der von dem neuen Gerät aufgezeichneten Dips in der direkt abgeleiteten FHF-Kurve nicht vorhanden sind. Unter der Voraussetzung, daß das untersuchte Gerät ein repräsentativer Vertreter der Korrelationstechnik darstellt, bringt die neue Technik der Korrelationsanalyse in der abdominalen Elektrokardiotokographie aus klinischer Sicht für die Beurteilung des Zustandes des fetalen Herzkreislaufsystems gegenüber der bisher angewandten Technik keine wesentlichen Vorteile, kann aber durch die relativ große Anzahl an falsch positiv aufgezeichneten Dezelerationen leicht zu Schwierigkeiten bei der Beurteilung der Kardiotokogramme und zu Fehldiagnosen führen und ist deshalb, solange der Anteil an falsch niederfrequenten Kurvenverläufen derart hoch ist, für den routinemäßigen praktischen Einsatz in der Klinik nicht geeignet.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Auf der Suche nach Möglichkeiten einer optimalen Registrierung der fetalen instantanen Herzfrequenz wurde ein Gerät entwickelt, welches mit Hilfe der Korrelationsanalyse die fetalen QRS-Komplexe im abdominal abgeleiteten EKG erkennt und dann weiterverarbeitet. Zur Untersuchung der klinischen Anwendbarkeit dieser neuen Technik wurden mit einem solchen Gerät mittels abdominaler EKG-Ableitung die Herzfrequenz von 19 Feten registriert, gleichzeitig wurde dasselbe abdominale Signal durch ein Gerät bisheriger Technik und das direkte EKG-Signal vom kindlichen Kopf durch ein drittes Gerät verarbeitet. Die drei korrespondierenden FHF-Kurven wurden aufgezeichnet und gleichzeitig die ‚durch die von jedem Gerät als solche erkannten fetalen Herzaktionen ausgelösten, Quittungsimpulse gespeichert.
Die manuelle und elektronische Auswertung der Aufzeichnungen ergab, daß das neue Gerät das alte bezüglich der Registrierquantität beim Kurvenvergleich mit einer durchschnittlichen relativen Registriermenge von 60,3 % um 8,2 %, beim Quittungsimpulszahlvergleich mit 56,81 % um 4,35 % übertraf, jedoch war die Differenz zwischen beiden Geräten nicht signifikant.
Die Untersuchung der Qualität der abdominalen Kurven führte zu dem Ergebnis, daß durch das neue wie durch das alte Gerät nur etwa 34 % der aufgetretenen Dezelerationen, durch das neue Gerät jedoch eine relativ große Anzahl (ca 50 % der Gesamtzahl) an falsch positiven Dezelerationen aufgezeichnet wurde, bei denen das Gerät zumindest zum Teil statt der fetalen die mütterliche Herzfrequenz registriert haben könnte.
Die Mikro- und Makrofluktuation der optisch einwandfrei beurteilbaren Kurvenabschnitte des neuen Geräts stimmte mit einem relativen Fehler von 0,5 % bei der Mikro- und 0,25 % bei der Makrofluktuation sehr gut mit der direkten Kurve überein, brachte jedoch gegenüber der alten Technik keinen Fortschritt.
Die große Anzahl an falsch positiven Dezelerationen ist deshalb sehr schwerwiegend, da sie bei der klinischen Beurteilung der Kurven zu weitreichenden diagnostischen und therapeutischen Konsequenzen führen könnte.
Unter der Voraussetzung, daß das untersuchte Gerät ein repräsentativer Vertreter der Korrelationstechnik darstellt, läßt sich deshalb sagen, daß die Korrelationstechnik in der abdominalen Elektrokardiotokographie keine signifikanten Fortschritte bringt, durch den großen Anteil an falsch positiven Dezelerationen jedoch leicht zu Fehldiagnosen führen kann. Solange der Anteil an falsch niederfrequenten Kurvenverläufen derart hoch ist, ist ein mit der Korrelationstechnik ausgerüsteter abdominaler Elektrokardiotokograph für den routinemäßigen klinischen Einsatz nicht geeignet.

7. LITERATURVERZEICHNIS

1.) ACIEN,P., V.Salvatiera, L.Navarrete:
Fetal heart rate deceleration index - Its relation with fetal pH, Apgarscore and dips or decelerations.
J. Perinat. Med. 7 (1979), S.7-16

2.) ALBRECHT,H., J.Bokelmann:
Ist die Dip-Fläche ein aussagekräftiger Parameter?
Perinatale Medizin, Bd.VI, 7.dtsch. Kongreß, Berlin 1974, S.218-220, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling, E.Schmidt. Thieme, Stuttgart 1975.

3.) ALBRECHT,H.,J.Bokelmann, J.Morgenstern, H.Schmidt:
Gegenüberstellung von auffälligen Kardiotokographiebefunden und klinischen Befunden.
Perinatale Medizin, Bd.IV, 5.dtsch. Kongreß, Berlin 1972, S.118-120, hrsg. J.W.Dudenhausen, E. Saling. Thieme, Stuttgart 1973.

4.) ALBRECHT,H.,J.Bokelmann, J.Morgenstern, H.Schmidt:
Untersuchung über den Einfluß einzelner klinischer Risikosymptome auf das CTG und den Zustand des Neugeborenen.
Perinatale Medizin, Bd.IV, 5.dtsch. Kongreß, Berlin 1972, S.465-468, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1973.

5.) ALBRECHT,H., J.Morgenstern:
Ein Beitrag zur Frage der Korrelation der fetalen Herzfrequenz und Acidose unter der Geburt.
Perinatale Medizin, Bd.III, 4.dtsch. Kongreß, Berlin 1971, S.390-397, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1972.

6.) BAUMGARTEN,K.:
The advantages and risks of fetomaternal monitoring.
J.Perinat.Med. 9 (1981) S.257-271

7.) BERG,D.:
Die Beurteilung der fetalen Schlag-zu-Schlag-Herzfrequenz - theoretische, experimentelle und klinische Gesichtspunkte.
Perinatale Medizin, Bd.IV, 5.dtsch.Kongreß, Berlin 1972, S.241-245, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1973.

8.) BERG,D., K.Hammacher, J.Schulz, K.Wernicke, R.Muschaweck, K.Gärtner, K.Bonath, W.Gruner, R.Schuler:
Arbeitshypothese zur Genese der Herzfrequenzalterationen - Beobachtungen am ausgetragenen Schaf-Feten.
Perinatale Medizin, Bd.II, 3.dtsch. Kongreß, Berlin 1970, S.160-170, hrsg. E.Saling, E.Schulte. Thieme, Stuttgart 1972.

9.) BERGER,C., U.Baumann, M.Ramzin, R.Richter:
Wertigkeit des transabdominal registrierten fetalen Elektrokardiogramms für die Kardiotokographie.
Z.Geburtsh. Perinat. 182 (1978), S.278-287

10.) BOGDAN,C., K.Hammacher, K.Harms, M.Hinselmann, M.Ramzin, V.M.Roemer:
Der Wert der antepartualen Kardiotokographie zur Früherfassung von Nabelschnurumschlingungen.
Perinatale Medizin, Bd.IV, 5.dtsch. Kongreß, Berlin 1972, S.64-65, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1973.

11.) BOGDAN,C., K.Hammacher, M.Hinselmann, M.Ramzin, V.M.Roemer:
Die Früherfassung der Nabelschnurproblematik durch antepartuale Kardiotokographie.
Perinatale Medizin, Bd.V, 6.dtsch. Kongreß, Berlin 1973, S.84-86, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1974.

12.) BOLTE,A.:
Die pränatale fetale Elektrokardiographie.
Gynäkologe 2,2 (1969), S.63-71.

13.) BOOS,R., W.Grothe, H.Rüttgers, F.Kubli:
Vergleich zwischen visueller Beurteilung und Computerauswertung von Kardiotokogrammen.
Perinatale Medizin, Bd.VIII, 9.dtsch.Kongreß, Berlin 1979, S.219-220, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1981.

14.) BRETSCHER,J.:
Wertigkeit der Kardiotokographie in der Spätschwangerschaft und wichtige Zusatzmethoden.
Perinatale Medizin, Bd.IV, 5.dtsch. Kongreß, Berlin 1972, S.42-43, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1973.

15.) DE HAAN,J.:
Quantitative Auswertung der fetalen Herzfrequenzkurve.
Perinatale Medizin, Bd.II, 3.dtsch.Kongreß, Berlin 1970, S.148-157, hrsg. E.Saling, F.J.Schulte. Thieme, Stuttgart 1972.

16.) DE HAAN,J., L.Stolte, A.Veth, J.van Bemmel, J.Janssens, T.Eskes:
Bedeutung der schnellen Oszillationen im Kardiotachogramm des Feten.
Perinatale Medizin, Bd.III, 4.dtsch. Kongreß, Berlin 1971, S.398-407, hrsg. E.Saling, J.W.Dudenhausen. Thieme, Stuttgart 1972.

17.) DE HAAN,J., J.van Bemmel, L.Stolte, A.Veth, J.Janssens, T.Eskes
Parameter selection out of the fetal heart rate pattern and the necessity for quantitative processing.
Perinatale Medizin, Bd.IV, 5.dtsch. Kongreß, Berlin 1972, S.259-263, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1973.

18.) DE HAAN,J., J.van Bemmel, B.Versteeg, A.Veth, L.Stolte, J.Janssens, T.Eskes:
Quantitative evaluation of fetal heart rate patterns.
I. Processing Methods.
Europ. J. Obstet. Gynec. 1 (1971), S.95-103.

19.) DIEMER,H.P., H.Albrecht, J.Morgenstern, I.Schoppe:
Untersuchungen zur Aussagekraft und Stellenwert antepartualer Herzfrequenzveränderungen des Feten.
Perinatale Medizin, Bd.VII, 8.dtsch. Kongreß, Berlin 1977, S.569-571, hrsg. E.Schmidt, J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1978.

20.) FISCHER,W.M., J.Stude, H.Brandt:
Ein Vorschlag zur Beurteilung des antepartualen Kardiotokogramms.
Z.Geburtsh. Pernat. 180 (1976), S.117-123.

21.) GANONG,W.F.:
Medizinische Physiologie.
Springer Heidelberg Berlin, 1979.

22.) GEIJN,H.P.van:
Studies on fetal and neonatal baseline heart rate variability.
Krips Repro Meppel 1980.

23.) GOESCHEN,K.:
Kardiotokographie-Praxis.
Thieme, Stuttgart 1980.

24.) GOODLIN,R.C.:
History of fetal monitoring.
Am. J. Obstet. Gynecol. 133 (1979), S.323-352.

25.) GROTHE,W., H.Rüttgers, F.Kubli:
CTG - Parameter, Geburtsverlauf und fetal outcome.
Perinatale Medizin, Bd.VIII, 9.dtsch. Kongreß, Berlin 1979, S.221-222, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1981.

26.) HAMMACHER,K:
The clinical significance of cardiotokography.
Perinatal Medicine, 1st European Congress, Berlin 1968, S.80-93, hrsg. P.J.Huntingford, K.A.Hüter, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1969.

27.) HAMMACHER,K.:
Fluktuation = FHF - Oszillationen, Floatingline und Baseline.
Perinatale Medizin, Bd.V, 6.dtsch. Kongreß, Berlin 1973, S.176-177, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1974.

28.) HAMMACHER,K.:
Die semiquantitative Auswertung von Kardiotokogrammen anhand eines CTG - Scores.
Perinatale Medizin, Bd.VI, 7.dtsch. Kongreß, Berlin 1974, S.240-244, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling, E.Schmidt. Thieme, Stuttgart 1975.

29.) HAMMACHER,K.:
Klinische Bedeutung der Zahl der Oszillationen pro Minute für die Bewertung des fetalen Zustandes sub partu.
Perinatale Medizin, Bd.VII, 8.dtsch. Kongreß, Berlin 1977, S.197-199, hrsg. E.Schmidt, J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1978.

30.) HAMMACHER,K.:
Für den praktischen Einsatz wichtige Apparaturen zur überwachung des Feten in der Spätschwangerschaft und sub partu.
Perinatale Medizin, Bd.II, 3.dtsch. Kongreß, Berlin 1970, S.108-111, hrsg. E.Saling, F.J.Schulte. Thieme, Stuttgart 1972.

31.) HAMMACHER,K.:
Einführung in die Kardiotokographie.
Die Schweizer Hebamme, Mai 1976 - August 1977.

32.) HAMMACHER,K.:
Die kontinuierliche elektronische überwachung der fetalen Herztätigkeit vor und während der Geburt.
Gynäkologie und Geburtshilfe, Bd.II, S.793-803, hrsg. O.Käser, V.Friedberg, K.G.Ober, K.Thomsen, J.Zander. Thieme, Stuttgart 1967.

33.) HAMMACHER,K.:
Neue Methode zur selektiven Registrierung der fetalen Herzschlagfrequenz.
Geburtsh.und Frauenheilk. 22 (1962), S.1542-1543.

34.) HAMMACHER,K.:
Elektronische Geburtsüberwachung.
Med. Klinik 64, (1969), S.1846-1851.

35.) HAMMACHER,K., P.H.Werners:
über die Auswertung und Dokumentation von CTG - Ergebnissen.
Gynaecologia 166 (5) (1968), S.410-423.

36.) HON,E.H.:
Instrumentation for Fetal Intensive Care.
Perinatale Medizin, Bd.II, 3. dtsch. Kongreß, Berlin 1970, S.112-114, hrsg. E.Saling, E.Schulte. Thieme, Stuttgart 1972.

37.) HON,E.H.:
Electronic evaluation of fetal heart rate - a preliminary report.
Am. J. Obstet. Gynecol. 75 (1958), S.1215-1230

38.) JUNGE,H.D.:
Grundlagen der kardiotokographischen überwachung während Schwangerschaft und Geburt.
Medizinische Klinik 70 (1975), S.781-797.

39.) KARINIEMI,V., K.Hukkinen, T.Katila, H.Laine:
Quantification of fetal heart rate variability by abdominal electrocardiography.
J.Perinat.Med.7 (1979), S.27-31

40.) KLINGE,R.:
Das Elektrokardiogramm.
Thieme, Stuttgart 1979.

41.) KLöCK,F.K., G.Lamberti, H.J.Schulte, B.Liedtke:
Die Kardiotokographie mit dem externen fetalen EKG.
Perinatale Medizin, Bd.III, 4.dtsch. Kongreß, Berlin 1971, S.426-429, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1972.

42.) KLöCK,F.K., G.Lamberti, H.J.Schulte, B.Liedtke:
Die externe fetale Elektrokardiotokographie.
Z.Geburtsh.Perinat. 176 (1972), S.81-83.

43.) KUBLI,F.:
Bemerkungen zur Problematik der Instrumentierung bei der kontinuierlichen Herzfrequenzregistrierung.
Perinatale Medizin, Bd.II, 3.dtsch. Kongreß, Berlin 1970, S.114-117, hrsg. E.Saling, F.J.Schulte. Thieme, Stuttgart 1972.

44.) KUBLI,F., H.Rüttgers:
Kontinuierliche Registrierung der fetalen Herzfrequenz bei gleichzeitiger Wehenschreibung.
I. Nomenklatur, Interpretation und klinische Anwendung.
D.Gynäkologe 2/2 (1969), S.73-82.
II. Probleme der Instrumentierung
D.Gynäkologe 2/2 (1969), S.82-89.

45.) LAMBERTI,G.:
Wertigkeit der Kardiotokographie in der Austreibungsperiode.
Perinatale Medizin, Bd. V.,6.dtsch. Kongreß, Berlin 1973, S.242-243, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1974.

46.) LANGE,F.H.:
Korrelationselektronik.
VEB Verlag Technik Berlin

47.) LARKS,S.D.:
Fetal Electrocardiography.
American Lecture Series, N.426, Publ.by C.C.Thomas, Springfield, Ill., USA 1961.

48.) MELCHIOR,J.:
Die fetale Herzfrequenz in der Austreibungsperiode.
Perinatale Medizin, Bd.V., 6.dtsch. Kongreß, Berlin 1973, S.235-236, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1974.

49.) MENDEZ-BAUER,C., A.Ruiz Canseco, M. Andujar Ruiz, A.Menendez, Arroyo, R.Gardi, V.Sastry, J.Zamarriego Crespo:
Early decelerations of the fetal heart rate from occlusion of the umbilical cord.
J.Perinat. Med. 6 (1978), S.69-77.

50.) MILLER,F.:
The future of fetal heart rate monitoring.
J.Perinat. Med. 9 (1981), S.178-183.

51.) MüLLER-HEUBACH,E., H.MacDonald, S.Caritis, D.Edelstone:
Der Einfluß der intensiven Geburtsüberwachung auf perinatale Sterblichkeit, geburtshilfliche Praxis und Auftreten neonataler Asphyxie.
Perinatale Medizin, Bd.VIII, 9.dtsch. Kongreß, Berlin 1979, S.243-244, hrsg. E.Schmidt, J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart, 1981.

52.) NAGEL,J.:
Analyse bioelektrischer Potentiale in der Perinatologie.
Inauguraldissertation 1979, naturwissenschaftliche Fakultät, Universität Erlangen-Nürnberg.

53.) ODENDAAL,H., J.Basson:
Combined (stressed and non-stressed) antenatal fetal heart rate monitoring.
Europ. J. Obstet. Gynec. Reprod. Biol. 9/6 (1979), S.351-360.

54.) ORGAN,L.W., P.A.Hawrylyshyn, J.W.Goodwin, J.E.Milligan, A.Bernstein:
Quantitative indices of short- and long-term heart rate variability.
Am. J. Obstet. Gynecol. 130 (1978), S.20-26.

55.) RICHTER,R.:
Kardiotokographische Diagnostik.
Gynäkologie und Geburtshilfe, Bd.2, 6.30-6.41, hrsg. O.Käser, V.Friedberg. Thieme, Stuttgart 1981.

56.) RICHTER,R., K.Hammacher, M.Hinselmann:
Die Bedeutung abnormaler Oszillationsfrequenzen im Kardiotokogramm.
Perinatale Medizin, Bd.VI, 7.dtsch. Kongreß, Berlin 1974, S.220-221, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling, E.Schmidt. Thieme, Stuttgart 1975.

57.) RICHTER,R., M.Hohl, K.Lüscher, D.Stucki:
Die Wertigkeit der Akzelerationen im intrapartalen Kardiotokogramm.
Perinatale Medizin, Bd.VIII, 9.dtsch. Kongreß, Berlin 1979, S.206-207, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Schmidt, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1981.

58.) ROEMER,V., B.Holzhausen, S.Heinzl:
The evaluation and significance of intrapartum FHR - oscillation patterns.
J. Perinat. Med. 7 (1979), S.46-51.

59.) ROEMER,V., T.Elsenberger, M.Hinselmann, R.Bärtschi, V.Sänger, K.Hammacher, M.Favre:
Grundlagen der elektronischen Auswertung der fetalen Herzfrequenz.
Perinatale Medizin, Bd.IV, 5.dtsch. Kongreß, Berlin 1972, S.213-216, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1973.

60.) RÜTTGERS,H.:
Kritische Bilanz der ante- und intrapartalen Kardiotokographie.
Gynäkologe 7 (1974), S.13-25.

61.) RÜTTGERS,H., D.Muliawan:
Klinische Bedeutung der Oszillation, Probleme der Registriertechnik.
Perinatale Medizin, Bd.VII, 8.dtsch. Kongreß, Berlin 1977, S.116-121, hrsg. E.Schmidt, J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1978.

62.) RÜTTGERS,H., L.Auer, R.Maohr, B.Arabin, F.Kubli:
Vergleichende Untersuchungen zwischen direkter fetaler Elektrokardiographie und abdominaler Ultrasonokardiographie mit Autokorrelationstechnik.
Perinatale Medizin, Bd.IX, 10.dtsch. Kongreß, Berlin 1981, S.160-161, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1982.

63.) SALING,E.:
Leistungsfähigkeit der Kardiotokographie in der Spätschwangerschaft.
Perinatale Medizin, Bd.IV, 5.dtsch. Kongreß, Berlin 1972, S.46-49, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1973.

64.) SALING,E.:
Rangfolge des Einsatzes verschiedener überwachungsmethoden in der Spätschwangerschaft.
Perinatale Medizin, Bd.IV, 5.dtsch. Kongreß, Berlin 1972, S.49-51, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1973.

65.) SCHMID,J., J.Bretscher:
Oszillationsmuster bei ungestörter und gestörter Schwangerschaft.
Perinatale Medizin, Bd.IV, 5.dtsch. Kongreß, Berlin 1972, S.31-34, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1973.

66.) SCHULZ,J., K.Wernicke, D.Berg:
Neue Erkenntnisse über den Zusammenhang bestimmter Herzfrequenzalterationen von der fetalen Ausgangslage.
Perinatale Medizin, Bd. IV, 5.dtsch. Kongreß, Berlin 1972, S.233-235, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1973.

67.) SILBERNAGL,S., A.Despopoulus:
Taschenatlas der Physiologie.
Thieme, Stuttgart 1979.

68.) SOLUM,T., I.Ingemarsson, A.Nygren:
The accuracy of abdominal ECG for fetal electronic monitoring.
J. Perinat. Med. 8 (1980), S.142-149

69.) SOLUM,T., I.Ingemarsson, A.Nygren:
The accuracy of ultrasonic fetal cardiography.
J. Perinat. Med. 9 (1981), S.54-62

70.) STUDE,I., H.Brandt, W.Fischer:
Die Bedeutung der Akzelerationen im intrapartalen Kardiotokogramm.
Perinatale Medizin, Bd.VIII, 9.dtsch. Kongreß, Berlin 1979, S.203-205, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Schmidt. Thieme, Stuttgart 1981.

71.) THIEME,Y., E.J.Hickl:
Langzeitüberwachung der fetalen Herzaktion über das mütterliche Abdominal-EKG.
Perinatale Medizin, Bd.III, 4.dtsch. Kongreß, Berlin 1971, S.430-432, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1972.

72.) TRAUTWEIN,A., U.Kreibig, E.Oberhausen:
Physik für Mediziner, de Gruyter, Berlin 1977.

73.) WERNICKE,K., J.Schulz, D.Berg:
Fetales EKG und Herzschlagfrequenz bei experimentellen Gefahrenzuständen.
Perinatale Medizin, Bd.III, 2.dtsch. Kongreß, Berlin 1972, S.369-372, hrsg. J.W.Dudenhausen, E.Saling. Thieme, Stuttgart 1972.

Lebenslauf

Am 08.08.1958 wurde ich, Sabine Wizemann, als Tochter des Fritz Wizemann und seiner Ehefrau Ursula, geb. Frey in Balingen geboren.

Von 1965 bis 1968 besuchte ich die Grundschule in Winterlingen, dann wechselte ich an das Gymnasium Ebingen, wo ich 1977 das Abitur ablegte.

Im Oktober 1977 begann ich mein Medizinstudium an der Universität Tübingen, 1979 bestand ich die Ärztliche Vorprüfung, 1980 und 1982 den ersten und zweiten Teil der Ärztlichen Prüfung. Das Praktische Jahr machte ich am Kreiskrankenhaus Sigmaringen mit dem Wahlfach Gynäkologie.

Den dritten Teil der Ärztlichen Prüfung legte ich am 12.04.1984 in Tübingen ab.